



①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

①⑫ **Offenlegungsschrift**
①⑩ **DE 43 29 898 A 1**

②① Aktenzeichen: P 43 29 898.2
②② Anmeldetag: 4. 9. 93
②③ Offenlegungstag: 6. 4. 95

⑤① Int. Cl.⁶:
A 61 B 5/00
A 61 B 5/0408
A 61 B 5/08
A 61 B 5/14
H 04 B 7/00
H 04 B 14/00
G 08 C 15/00
G 08 C 17/00
H 01 Q 1/22
H 01 Q 11/00
H 01 Q 13/00
G 06 F 159/00
// A 61 B 5/0402,
5/0476

DE 43 29 898 A 1

⑦① Anmelder:
Besson, Marcus, Dr., 82041 Oberhaching, DE;
Czettritz, Gotthart von, Dr., 80637 München, DE; Bax,
Ralph, Dr., 80687 München, DE

⑦④ Vertreter:
Sasse, V., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 85049 Ingolstadt

⑦② Erfinder:
gleich Anmelder

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Kabelloses medizinisches Diagnose- und Überwachungsgerät

⑤⑦ Gegenstand der Erfindung ist ein kabelloses medizinisches Diagnose und Überwachungsgerät, insbesondere zum Heimmonitoring von Säuglingen als auch für das Neuro-Intensiv-Monitoring bei Patienten, z. B. bei aufwendigen Operationen.

Die Vorrichtung beinhaltet eine Auswertestation und eine oder mehrere an der Hautoberfläche des Patienten angebrachte Elektroden. Die Elektroden umfassen eine digitale Sendeeinheit mit Antenne, gegebenenfalls eine Empfangseinheit, eine Energieversorgungseinheit sowie mindestens einen Halbleitersensor. Die Energieversorgung der Elektroden erfolgt durch ein von der Auswertestation emittiertes Hochfrequenzfeld. Die Halbleitersensoren können unter anderem zur Detektion von EEG- und EKG-Signalen sowie für die Überwachung von Körper/Atmungsbewegungen, Temperatur, Schwitzen, etc. eingesetzt werden. Die Elektroden beinhalten zur Vermeidung von Fehlalarmen Kontrollsensoren und/oder Referenzsensoren; ferner kann die Vorrichtung mit Trainingssequenzeinheiten und Equalizern, Identifikationseinheiten sowie Regelungseinheiten für die Sendeleistung versehen sein.

Ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel für die Elektroden besteht darin, daß die Elektrode nur einen Halbleiterchip umfaßt, der die integrierten Schaltungen mit den entsprechenden Sensor-, Sensorsteuerungs-, Frequenzerzeugungs-, Energieversorgungs-, Sende- und Vermittlungssteuerungseinheit sowie gegebenenfalls einer Empfangseinheit versehen ist. Die Antenne ist dabei in der flexiblen ...

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

DE 43 29 898 A 1

Anwendungsgebiet der Erfindung

Die Erfindung betrifft medizinische Überwachungs- und Diagnosegeräte, insbesondere EEG- und EKG-Geräte, sowie Einrichtungen zur Kontrolle der Atmung, des O₂-Sättigungsgehalts im Blut, der Körpertemperatur und zur Aufnahme elektrischer Potentiale bzw. elektrodermalen Aktivitäten, wie des SSR (sympathetic skin response). Derartige Überwachungs- und Diagnosegeräte finden hauptsächlich Einsatz auf Intensivstationen in Krankenhäusern oder bei der Untersuchung von Patienten.

Überwachungsgeräte werden unter anderem auch zum Heim-Monitoring von Säuglingen verwendet. In der Bundesrepublik Deutschland sterben jährlich etwa 2000 Kinder am plötzlichen Säuglingstod, einem Phänomen, bei welchem es trotz intensiver Forschung noch nicht gelungen ist, die Ursachen zu ergründen. Es spricht aber alles dafür, daß der plötzliche Säuglingstod auf ein Aussetzen der Atemfunktion (Apnoe) — und eventuell der Herzfunktion — zurückzuführen ist. Er tritt ausschließlich während des Schlafens auf. Die einzige präventive Maßnahme zur Verhinderung des plötzlichen Säuglingstods besteht derzeit in der Überwachung der Atem- oder Herzfunktion. Diese Vorgehensweise ist deshalb zweckmäßig, da durch ein Stimulieren des Kindes, unmittelbar nach dem Aussetzen der Atemfunktion, die Atemtätigkeit — bis auf wenige Ausnahmen — von selbst wieder eintritt.

Aufgrund ihrer großen medizinischen Aussagekraft nehmen EKG- und EEG-Einrichtungen unter den Überwachungs- und Diagnosegeräten eine besondere Stellung ein. Ein Elektrokardiogramm (EKG) ist die Aufzeichnung des Zeitverlaufs von Herzaktionsspannungen, ein Elektroenzephalogramm (EEG) die Aufzeichnung der Gehirnaktionsspannungen. Die Analyse des EKGs und EEGs liefert wichtige Hinweise über die Herz- bzw. Gehirnfunktion des Patienten.

Stand der Technik

Konventionelle Überwachungs- und Diagnosegeräte sind derart gestaltet, daß am Patienten eine oder mehrere Elektroden angebracht sind, die die entsprechenden Signale abgreifen (überwiegend Spannungs- und Impedanzwerte) und über Kabel an Verstärkereinheiten übertragen. Üblicherweise kommen dabei für jeden Meßparameter separate Elektroden zum Einsatz.

Speziell bei EKG- und EEG-Untersuchungen hängen am Patienten eine Vielzahl von Kabeln, die die EKG/EEG-Elektroden mit den Auswertegeräten verbinden, welche die Signale verarbeiten und aufzeichnen. Diese Kabel behindern den Patienten und schränken dessen Bewegungsfreiheit stark ein und sind somit, insbesondere für die Durchführung von Belastungsuntersuchungen (z. B. Belastungs-EKGs), nur bedingt geeignet. Hinzu kommt, daß sich die Elektroden, bedingt durch die Steifigkeit der Kabel und den damit verbundenen Hebelkräften, leicht ablösen, insbesondere dann, wenn der Patient sich bewegt. Bei Säuglingen besteht zudem die Gefahr, daß diese mit den Kabeln spielen und die aufgeklebten Elektroden ablösen.

Speziell beim Heim- oder Krankenhaus-Monitoring von Säuglingen sind die Elektroden-Kabel störend. Besonders beim häufigen Kleiderwechseln (z. B. beim Wick-

keln) ist das Ab- bzw. erneute Anschließen der Elektroden hinderlich.

Bei aufwendigen Untersuchungen mit einer Vielzahl von Meßgrößen, wie beispielsweise in der Polysomnographie bei Säuglingen, ergeben sich zudem dadurch Probleme, daß eine Vielzahl von relativ großen Elektroden am Patienten anzubringen sind. Hierbei ist ferner die psychische Belastung des Patienten zu berücksichtigen, der über eine Vielzahl von Kabeln mit einem elektrischen Gerät verbunden ist. Diese psychische Belastung kann sowohl eine Auswirkung auf die physische Belastbarkeit als auch auf die physiologischen Kennlinien haben.

Die oben beschriebenen Verfahren sind aufwendig, benutzerunfreundlich und verlangen unter Umständen, z. B. was die Anordnung der verschiedensten Elektroden betrifft, gewisse medizinische Fachkenntnisse. Sie sind demzufolge, insbesondere für den Heimgebrauch — zum Beispiel zum Langzeit-Monitoring von Säuglingen —, nur bedingt geeignet. Es besteht zudem das erhöhte Risiko von verfälschten Daten und Fehlalarmen, da, bedingt durch den einfachen Elektrodenaufbau, nicht zwischen medizinischen Anomalien und technisch bedingten Defekten (z. B. abgelöste Elektroden) unterschieden werden kann.

Es besteht somit die Notwendigkeit für eine nicht-elektrische Verbindung zwischen den am Patienten angeschlossenen Elektroden und den Geräten. Durch die galvanische Trennung der Elektroden von der Auswertestation ist zudem auch die Patientensicherheit gewährleistet.

Telemetriesysteme für Biosignale, bei denen die Übertragung der am Patienten abgegriffenen EKG- bzw. EEG-Daten mittels elektromagnetischer Wellen (vorzugsweise im Infrarotbereich) erfolgt, sind beispielsweise in "Biotelemetrie IX" (Hrsg.: H.P. Kimmich und M.R. Neumann, 1987, S. 55—58) beschrieben. Die Übertragung der Daten erfolgt dabei im Einwegmodus von den Elektroden zum Ausgabegerät, d. h. ohne (Fehler-) Rückmeldung vom Empfänger zum Sender. Nachteilig dabei ist insbesondere, daß die Meßwerte als Analogsignal übertragen werden und somit relativ stör anfällig, z. B. bezüglich des 50 Hz Brumms und dessen Oberschwingungen, sind.

Eine Weiterentwicklung für telemetrische EKG-Messungen ist in der Offenlegungsschrift WO 90/08501 aufgeführt. Hierzu werden zur Erzielung einer höheren Übertragungsgeschwindigkeit und Datensicherheit die aufgenommenen Signale digitalisiert, codiert — vorzugsweise nach dem Manchester-Code oder als FSK (Frequenzsprung-Modulation = frequency shift keying) — und dann elektromagnetisch oder per Lichtwellenleiter übertragen.

Bei diesen Telemetrieverfahren werden die Signale der einzelnen am Körper angebrachten Elektroden per Kabel an eine zusätzliche, separate, am Körper angebrachte Sendeeinheit übermittelt und von dort per Funk oder Lichtwellenleiter an die Auswertestation übertragen. Die oben genannten Verfahren haben jedoch den Nachteil, daß die Stromversorgung der Sendeeinheit über Batterien erfolgt. Die Batterien müssen dabei nicht nur die Stromversorgung für die Datenaufnahme und gegebenenfalls -Verarbeitung gewährleisten, sondern auch für die Datenübertragung per Funk. Die Batterien müssen deshalb öfters ausgetauscht werden, was insbesondere beim Langzeit-Monitoring mit Nachteilen verbunden ist. Da die Sendeeinheiten relativ groß sind, schränken diese Verfahren wiederum die Bewegungs-

freiheit des Patienten ein. Auf den Aufbau der Elektroden zur Signalerfassung wird in oben genannten Schriften nicht näher eingegangen.

Darstellung der Erfindung

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein zuverlässiges und praktikables Überwachungs- und Diagnosegeräte bereitzustellen, welches speziell auch für den Heimgebrauch geeignet ist. Insbesondere sollen durch die Erfindung medizinische Überwachungs- und Diagnosegeräte mit kabellosen Elektroden, die keinen oder einen nur seltenen Batteriewechsel erfordern und die mehrere Sensoren beinhalten, realisierbar sein.

Diese Aufgabe wird durch die kennzeichnenden Merkmale des Hauptanspruchs 1 gelöst. Bevorzugte Ausführungsformen und Weiterbildungen sind in den Unteransprüchen aufgeführt.

Die Erfindung basiert auf der Idee, die Energieversorgung und die Datenerfassung auf elektromagnetischem Wege, d. h. per Funk oder optisch, vorzunehmen. Dabei sind alle erforderlichen elektrischen Einheiten bereits in den Elektroden integriert. Die Elektroden sind hierzu mit den jeweiligen Sensoren, Stromversorgungseinheiten, Sendeeinheiten (eventuell auch Empfangseinheiten) sowie gegebenenfalls Auswerte- und Speichereinheiten etc. ausgestattet. Die Stromversorgung der Elektroden wird mittels hochfrequenter Energieübertragung (insbesondere im Radiofrequenz (RF)-Bereich) durch eine Auswertestation (AS) vorgenommen. Die Elektroden sind dazu mit Antennen und/oder elektromagnetischen (optischen) Detektoren (z. B. Halbleiterdioden) ausgerüstet, welche das von der beabstandeten Auswertestation abgestrahlte Hochfrequenzfeld (HF-Feld) empfangen (vorzugsweise erfolgt die Absorption und Emission der elektromagnetischen Funksignale über Antennen). Mittels der in der Elektrode angeordneten Stromversorgungseinheit, welche die HF-Strahlung umwandelt (gleichrichtet) und gegebenenfalls speichert, wird dann eine Versorgungsspannung für die Elektroden generiert. Die Energieübertragung von der Auswertestation als auch die Datenübertragung zur Auswertestation kann sowohl gerichtet als auch ungerichtet erfolgen. Die Sendefrequenzen für die (Daten)-Übertragung können sich dabei prinzipiell vom 100-kHz-Bereich (Langwellen) bis in den 10^{15} -Hz-Bereich (optische Frequenzen) erstrecken. Für kleine Elektrodenabmessungen, hohe Bitübertragungsraten und geringe Übertragungsentfernungen sind Übertragungsfrequenzen im UHF-, Mikrowellenbereich und darüber (≥ 10 MHz) jedoch besonders geeignet.

Frequenzerzeugungseinheiten generieren in den Elektroden und/oder der Auswertestation die notwendigen Oszillatorfrequenzen für die Sendeeinheiten sowie gegebenenfalls die Empfangseinheiten (abhängig von der Empfängeranordnung). Vorzugsweise umfaßt die Frequenzerzeugungseinheit einen oder mehrere PLL (Phase-Locked-Loop) oder FLL (Frequency-Locked-Loop)-Synthesizer, welche die verschiedenen Frequenzen generieren.

Der Vollständigkeit halber sei bemerkt, daß Meßsonden mit HF-Energieversorgung beispielsweise aus den Schriften DE-A 32 19 558, US-PS 40 75 632 und WO 92/07505 bekannt sind. Die Anwendungsgebiete dieser Meßsonden sind jedoch fast ausschließlich auf die Identifikation von Objekten ausgerichtet und dazu im tierischen oder menschlichen Körper implantiert. Der Aufbau dieser Vorrichtung ist zudem für die medizini-

sche Signalerfassung sowie deren Übertragung — insbesondere bei einer Vielzahl von Daten, aus einer oder mehreren Elektroden und gegebenenfalls von mehreren Patienten — nicht geeignet. Die Signalübertragung erfolgt bei diesen Verfahren fast ausschließlich über passive Telemetrie, wobei die Meßdaten dadurch detektiert werden, daß die Meßsonde im HF-Feld der Auswertestation (AS) eine Modulationsabsorption vornimmt, welche auf die AS rückwirkt (indirekte Informationsübertragung durch induktive Kopplung). Diese Vorgehensweise eignet sich jedoch nur bei extrem kleinen Abständen zwischen Sender und Empfänger von wenigen cm (wie es insbesondere bei implantierten Sonden der Fall ist) und nur bei keinen externen Störungen. Außerdem ist bei diesen Meßsonden keine Zweirichtung-Datenübertragung vorgesehen, das heißt, es erfolgt eine Informationsübertragung nur vom Sender zum Empfänger, wodurch Fehler in der Datenübertragung nicht oder nur sehr bedingt kompensiert werden können.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann auch derart gestaltet sein, daß die Stromversorgungseinheit der Elektroden durch zusätzliche integrierte, miniaturisierte Akkus realisiert ist. Ein Austausch von schwachen bzw. leeren Akkus ist bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung nicht notwendig, weil durch das von der Auswertestation abgestrahlte Hochfrequenzfeld eine Aufladung der Akkus erfolgt. Die Aufladung der Akkus kann auch nur temporär vorgenommen werden, beispielsweise zu Zeitpunkten, bei denen die Elektroden nicht im Einsatz sind, d. h. außerhalb der Meßwertaufnahme. Die Energieübertragung für die Aufladung kann in diesem Fall durch Resonanzkopplung, z. B. mittels induktiver Kopplung, erfolgen. Da die Akkus nicht ausgetauscht werden müssen, können sie gut in die Elektroden integriert werden.

Es besteht ferner die Möglichkeit, insbesondere beim Langzeit-Monitoring, erst die Stromversorgung der Elektroden per Akku, und gegebenenfalls später — beispielsweise bei schwachen Akkus — die Stromversorgung der Elektroden über das emittierte HF-Feld der Auswertestation vorzunehmen. Auf diese Weise kann eine mögliche biologische Belastung — wie derzeit in der Presse in Bezug auf Mobilfunkeinrichtungen diskutiert — des Körpers durch die einwirkende Hochfrequenzstrahlung ausgeschlossen bzw. minimiert werden.

Wesentlich für die erfindungsgemäße Vorrichtung ist, für die Signaldetektion bzw. -Aufnahme Halbleitersensoren einzusetzen. Halbleitersensoren zeichnen sich durch ihre geringe Größe, ihre Empfindlichkeit, ihre hohe Integrationsfähigkeit und durch ihren niedrigen Stromverbrauch aus. Von Bedeutung sind insbesondere Sensoren, die auf dem (Feldeffekt-) Transistor- (z. B. Si-MOS-FET), dem Dioden- oder Kondensator-Prinzip basieren. Auf diese Weise lassen sich eine Vielzahl von Sensoren, wie z. B. Bio- bzw. ionensensitive Sensoren (ISFET), Beschleunigungs-, Druck-, Spannungs-, Impedanz-, Strom-, Temperatur- sowie Strahlungssensoren, realisieren.

Ein weiteres Merkmal der erfindungsgemäßen Vorrichtung besteht in der Anordnung der Antenne. Diese ist vorzugsweise vollständig (oder zumindest teilweise) in der Elektrodenumhüllung oder -Membran — z. B. aus flexiblem Kunststoff — angeordnet. Die Antenne kann auf unterschiedlichste Art und Weise realisiert sein, beispielsweise als Dipol-, logarithmisch-periodische, dielektrische, Streifenleitungs- oder Reflektorantenne. Vorzugsweise besteht die Antenne aus einem oder mehreren leitenden Drähten oder Streifen, die spiralförmig

angeordnet sind (Spiralantenne oder auch Wendelantenne). Auf diese Art kann die Antenne relativ großflächig gestaltet werden, was kleinere Sendeleistungen für die Datenübertragung und HF-Versorgung erfordert. Insbesondere können bei der Funkübertragung zum Trennen der Sende- und Empfangsbänder frequenzselektive Antennen und bei einer gerichteten Übertragung polarisationssensitive Antennen eingesetzt werden. Polarisationssensitive Antennen bestehen z. B. aus dünnen, parallel angeordneten Metallstreifen auf einem isolierenden Trägermaterial. Diese Struktur ist insensitive auf bzw. durchlässig für elektromagnetische Wellen mit senkrechter Polarisation; Wellen mit paralleler Polarisation werden je nach Ausführungsform reflektiert oder absorbiert. Dadurch erreicht man beispielsweise bei Linearpolarisation eine gute Kreuzpolarisationsentkopplung.

Es besteht ferner die Möglichkeit, die Antenne im Elektrodenchip zu integrieren, z. B. in der Chipumrandung, wobei die Antenne dann vorzugsweise mittels Dünnschichttechnik realisiert ist.

Vorzugsweise dient die Antenne der Elektroden sowohl zur Übertragung der Elektrodenaten sowie gegebenenfalls zur Aufnahme der von der Auswertestation übermittelten Steuerdaten als auch zur Aufnahme der Hochfrequenzenergie (für die Energieversorgung) — d. h. es ist nur eine Sende- und Empfangsantenne notwendig.

Eine Alternative besteht darin, die hochfrequente Energieversorgung und die Datenübertragung auf unterschiedlichen Frequenzen vorzunehmen (z. B. Datenübertragung im IR-Bereich mittels Sende- und Empfangs-Halbleiterdioden in den Elektroden und der Auswertestation, Energieübertragung im Mikrowellen-Bereich über die Antennen). Es besteht insbesondere auch die Möglichkeit, zu übertragende Sensordaten als auch Elektrodensteuerungs- sowie gegebenenfalls Steuerungsdaten zwischen Auswertestation und Elektroden jeweils auf unterschiedlichen Trägerfrequenzen oder zu verschiedenen Zeitpunkten zu übermitteln. Vorzugsweise wird zur Datenübermittlung die Frequenz- und/oder Phasenmodulation angewandt, um zu lange Nullserien — wie sie bei der Amplitudenmodulation vorliegen können — auszuschließen. Bei einer reinen HF-Versorgung der Elektroden (d. h. ohne die Verwendung von Akkus) kann die Übertragung der Elektrodensteuerungs- und Vermittlungssteuerungsdaten an die Elektroden z. B. durch eine Modulation des HF-Feldes erfolgen.

Insbesondere können an den Senderausgängen der Elektroden und/oder der Auswertestation Richtkoppler angeordnet sein, welche die abgestrahlte und reflektierte (RF-)Leistung messen. Eine eventuelle Antennenbeschädigung (oder auch Fehlanpassung) kann somit registriert werden, da sie in erhöhten Reflexionswerten zum Ausdruck kommt.

Ferner ist zu beachten, daß die Funksignalleistung der gesendeten Daten beim Empfänger sowie eventuell die Versorgungsspannung der Elektroden (z. B. falls die Energieversorgung der Elektroden ausschließlich durch das Hochfrequenzfeld (HF) der Auswertestation erfolgt) gewissen Schwankungen unterworfen ist. Dies ist vor allem dann der Fall, wenn sich der Patient bewegt oder dreht und sich dadurch der Abstand zwischen Elektroden und Auswertestation verändert. Unter anderem muß auch eine gewisse Dämpfung und Streuung der Signale berücksichtigt werden, insbesondere bei Langzeitüberwachungen (beispielsweise zur Überwa-

chung von Säuglingen oder Patienten auf Intensivstationen), da diese Messungen dann häufig mit Kleidung und im Bett (unter einer Decke) durchgeführt werden. Eine Weiterentwicklung der Erfindung besteht deshalb darin, in der Auswertestation eine Regelungseinheit für die Sendeleistung anzuordnen. Die Auswerteeinheit bestimmt mit dieser Regelungseinheit die empfangene Sendeleistung der einzelnen Elektroden und regelt gegebenenfalls auch die eigene Sendeleistung nach. Für die Einstellung der geeigneten Elektroden sendeleistung übermittelt vorzugsweise die Auswertestation den jeweiligen Elektroden die empfangene oder ideale Sendeleistung per Funk.

Alternativ oder zusätzlich können in den Elektroden auch Referenzelemente für die Bestimmung der empfangenen und/oder gesendeten Funksignalleistung angeordnet sein. Die von den Elektroden momentan emittierte und/oder empfangene Leistung wird dann an die Auswertestation übermittelt.

Damit ist gewährleistet, daß die Sendeleistung der Elektroden und der Auswertestation (einschließlich gegebenenfalls der HF-Energieversorgung) jeweils derart angepaßt ist, daß der Signalpegel beim Empfänger und/oder beim Sender gewisse Unter- bzw. Obergrenzen nicht unter- bzw. überschreitet. Die abgestrahlte Sendeleistung und/oder die HF-Energie wird durch diese Regelvorgänge immer auf das Minimum eingestellt, welches gerade notwendig ist, um die Daten mit ausreichender Qualität zu empfangen bzw. die elektronischen Einheiten der Elektroden optimal zu betreiben. Unter anderem ist der Auswertestation dadurch die Möglichkeit gegeben zu erkennen, ob eine Signaländerung durch Schwankungen der Versorgungsspannung, der Sendeleistung (bei sich ändernden Entfernungen) oder durch eine Änderung des Sensorausgangssignals hervorgerufen wird (z. B. bei einer Amplitudenmodulation).

Eine Weiterentwicklung besteht auch darin, in den Elektroden eine Abschalteinheit anzuordnen. Beim Überschreiten eines vorgegebenen Maximalwertes für die benötigte Sendeleistung einer Elektrode (gegebenenfalls auch der Auswertestation) wird die entsprechende Elektrode mittels der Abschalteinheit vorübergehend automatisch abgeschaltet (d. h. sendet nicht). Die Auswertestation stellt sich dann nur noch auf die restlichen verbleibenden Elektroden ein und kann, je nach Einstellung, ein Alarmsignal von sich geben. Die benötigten Sendeleistungen können beispielsweise von der Regelungseinheit der Auswertestation oder durch die Referenzelemente in den entsprechenden Elektroden bestimmt werden. Diese Vorgehensweise kann insbesondere dann erwünscht sein, wenn ein Säugling sich während der Überwachung z. B. vom Rücken auf den Bauch wendet und auf eine oder mehrere Elektroden zu liegen kommt. Auf diese Weise wird eine mögliche biologische Belastung aufgrund der HF-Strahlung ausgeschlossen. Prinzipiell kann das temporäre Abschalten von Elektroden auch durch integrierte Lage- und/oder Neigungssensoren gesteuert werden.

Für die Patientenüberwachung besteht insbesondere die Möglichkeit, daß nur eine eingeschränkte Zahl von am Patienten angeschlossener Elektroden Sensordaten aufnimmt und an die Auswertestation übermittelt. Bei Unregelmäßigkeiten oder auftretenden Anomalien kann die Auswertestation dann weitere Elektroden oder Sensoren durch eine Deaktivierung der Abschalteinheit zuschalten.

Ferner kann der Energieverbrauch abgeschalteter Elektroden dadurch reduziert werden, daß diese nur zu

gewissen Zeitintervallen empfangs- (für eine Aktivierung durch die AS) und/oder meßfähig (z. B. für die integrierten (Lage)-sensoren) sind.

Zur Vermeidung von Datenübertragungsfehlern sowie zur Reduzierung der Sendeleistung (sowohl von Seiten der Elektroden als auch der Auswertestation) erfolgt die Übertragung der Elektroden Daten digital.

Prinzipiell kann die Übertragung der Sensordaten der Elektroden bzw. der Daten der Auswertestation auch akustisch erfolgen, beispielsweise mittels miniaturisierter Mikrophone und Schallsensoren, welche z. B. im Ultraschall-Bereich emittieren und senden.

Ein zusätzliches Merkmal der Erfindung besteht darin, daß in den Elektroden Identifikationseinheiten angeordnet werden können. Durch die Vergabe gewisser Identifikationscodes — Patienten-Code (für einen Elektroden Satz) sowie Elektroden- bzw. Sensor-Code — kann die Auswertestation dann mehrere Patienten in einem Raum mit jeweils einer Vielzahl von diversen Elektroden gleichzeitig versorgen, die Daten auswerten und den entsprechenden Patienten, Elektroden bzw. Sensoren zuordnen. Die Realisierung erfolgt derart, daß die Elektrode bzw. die Identifikationseinheit eine Steuerlogik sowie einen Speicher zur Speicherung des Identifikationscodes aufweist. Die Programmierung der Identifikationseinheit der Elektroden erfolgt vorzugsweise durch eine hochfrequente Funkübertragung von Steuerzeichen sowie dem jeweiligen Identifikationscode von der Programmiereinheit der Auswertestation zu den entsprechenden Elektroden. Eine Weiterentwicklung umfaßt die Anordnung von (Druck)-Schaltern in den Elektroden als Programmiersperren, insbesondere zur Verhinderung unbeabsichtigter Umprogrammierung.

Eine bevorzugte Weiterentwicklung der erfindungsgemäßen Vorrichtung, insbesondere für das Langzeit-Monitoring (beispielsweise zur Säuglingsüberwachung), ist derart gestaltet, daß die Elektroden bereits mit einer Auswerteeinheit (mit Speicher) ausgerüstet sind. Die Datenübertragung von den Elektroden zur Auswertestation kann dann temporär (paketweise) und/oder eventuell bereits aufgearbeitet (nach der Reduzierung redundanter Informationen) oder gegebenenfalls nur im Falle von Unregelmäßigkeiten bzw. auftretenden medizinischen Anomalien erfolgen. Unregelmäßigkeiten und Anomalien werden beispielsweise dadurch erkannt, daß die Signale außerhalb gewisser vorgegebener Toleranzbereiche liegen und/oder von den Werten vorangegangener Messungen, die im (Zwischen)-Speicher gespeichert sind, stärker abweichen.

Vorzugsweise beinhaltet die Auswertestation (gegebenenfalls auch die Elektroden) eine Kontrolleinheit für die verschiedenen Funktionseinheiten. Bei Fehlfunktionen (z. B. Verbindung zu Elektrode gestört) kann dann die Auswertestation ein akustisches und/oder optisches Warnsignal aussenden. Zudem besteht die Möglichkeit kritische oder wesentliche Komponenten der Auswertestation (und/oder der Elektroden) zu duplizieren oder mehrfach auszuführen. Mögliche Fehlfunktionen können derart reduziert werden. Ferner können die Auswertestation und/oder die Elektroden mit Schutzrichtungen versehen sein, z. B. zur Verhinderung vor Antennenüberspannungen.

Eine bevorzugte Ausführungsform besteht in der Anordnung von Kontrollsensoren in den Elektroden zur Fehlererkennung. Eine mögliche Fehlerursache besteht z. B. darin, daß ein Sensor keine Meßsignale mehr bekommt, da die Elektrode sich von der Haut abgelöst hat.

Zur Kontrolle sind Temperatur, Impedanz- (Messung des Übergangswiderstands) oder Abstandssensoren geeignet. Auf diese Weise läßt sich eine Fehlfunktion der Elektroden von möglichen medizinischen Anomalien oder Unregelmäßigkeiten unterscheiden und somit eine korrekte Datenaufzeichnung gewährleisten bzw. Fehlalarme (insbesondere bei der Heimüberwachung) vermeiden.

Durch eine Stauseinheit bei der Auswertestation läßt sich einstellen, welche Elektroden für die medizinische Diagnose oder Überwachung herangezogen werden sollen. Außerdem kann die Stauseinheit der Auswertestation zusätzlich Kontrollfunktionen übernehmen, indem sie z. B. selbständig erkennt (beispielsweise durch die in den Elektroden angeordneten Kontrollsensoren oder das Referenzelement, welches die Versorgungsspannung mißt), ob die Elektroden bei Beginn der medizinischen Diagnose bzw. Überwachung richtig am Körper angeschlossen sind. Alternativ oder zusätzlich können die Elektroden zur Selektion mit einem Ein-/Aus-schalter ausgestattet sein.

Idealerweise sind sämtliche elektronischen Komponenten der Elektroden, wie Sensor-, Sensorsteuerungs-, Sende-, Energieversorgungseinheit (bis auf den Akku), etc., als integrierte Schaltungen ausgeführt und auf einem einzigen Chip (Elektrodenchip) realisiert. Insbesondere lassen sich die Elektrodenchips als ASICs (application specific integrated circuit, anwendungsspezifische Schaltung) bzw. ASISs (anwendungsspezifischer intelligenter Sensor) realisieren.

Zu ASICs zählen unter anderem Mikroprozessoren (mit Anwenderprogrammen im Programmspeicher), Schaltkreise mit programmierbarer Verdrahtung (z. B. durch Durchbrennen von Leiterbahnen oder anwendungsspezifischer Anfertigung der letzten Maske) und (Gate-, Transistor-)Arrays. Array-Schaltungen stellen standardmäßig gefertigte Chips dar, deren einzelne Bauelemente (z. B. Sensoren, Operationsverstärker, Transistoren, Dioden, etc.) nicht verbunden, also unverdrahtet sind. Die Einzelelemente sind matrixförmig in Reihen oder Spalten angeordnet, wobei Zwischenräume für das Verdrahten freigelassen sind. Die Herstellung der Verbindungen der einzelnen Elemente in einer oder mehreren Metallisierungsebenen erfolgt entsprechend den Anforderungen. Durch das Anwenden moderner C-MOS-Technologien (z. B. 0,1-µm-Technik) lassen sich die Strukturabmessungen stark verringern und der Stromverbrauch der Halbleiter-Bauelemente gering halten. Insbesondere werden bei ASIS auf einem Wafer (vorzugsweise Silizium oder GaAs) die Chips mit den Elementarsensoren und entsprechenden elektronischen Schaltungsstrukturen für die Steuerelektronik mit mikroelektrischen Prozeßschritten (beispielsweise thermische Oxidation, Diffusion, Ionenimplantation, Metallisierung, Passivierung) sowie eventuell Verfahren der Mikromechanik, Dünnschicht- oder Dickschichttechnik hergestellt. Je nach Anwendung werden danach die einzelnen Chips in der Metallisierungsebene fertiggestellt. Die als ASIS bzw. ASICS ausgeführten Elektrodenchips haben somit — trotz vielseitiger und unterschiedlicher Anwendungsspezifikationen — den Vorteil einer rationalen Halbleiterfertigung.

Vorzugsweise sind die elektronischen Komponenten der Elektroden und der Auswertestation mittels digitaler Schaltungstechnik realisiert. Die digitale Schaltungstechnik erfüllt in idealer Weise die Anforderungen an Integrierbarkeit, Stabilität und Programmierbarkeit. Idealerweise sind die Auswerteeinheit der AS und/oder

der Elektroden sowie die Sensorsteuerungs- und Vermittlungssteuerungs- und Frequenzerzeugungseinheiten als Mikroprozessoren realisiert. Als Nachteil steht ihr der hohe Aufwand für die Analog-Digital Wandler und die benötigte Rechenleistung für die Prozessoren gegenüber. Dadurch ist dem Prinzip der digitalen Empfänger-einheit derzeit noch eine obere Empfangsgrenze gesetzt (z. B. in der Silizium Schaltkreistechnologie von ca. 100 MHz).

Zur weiteren Reduzierung der Chipgröße wird vorzugsweise die Zweiseitentechnologie oder die 3D-Integration herangezogen. Bei der Zweiseitentechnologie werden die Front- und Rückseite des Chips für die Integration der einzelnen Halbleiterkomponenten herangezogen. Es besteht z. B. die Möglichkeit, die einzelnen Elementarsensoren in der Rückseite des Chips und die Signalverarbeitungs- und Sende-/Empfangseinheiten sowie gegebenenfalls Auswerte- und Speichereinheiten in der Frontseite des Chips anzuordnen. Der Elektrodenchip kann unter anderem auch in Hybrid-Technik ausgeführt werden. Dabei wird das Bauelement in unterschiedliche Einheiten aufgeteilt, wie z. B. in eine Sensorbaugruppe, Tranceivergruppe, etc.

Ausführungen der Sensoren

In folgenden soll auf bevorzugte Ausführungen der (Bio-)Sensoren genauer eingegangen werden. Zur Reduzierung der Elektrodenanzahl sind vorzugsweise mehrere Sensoren in einer Elektrode angeordnet.

Die bio-physikalische Meßwertaufnahme erfolgt zum einen mittels Halbleitersensoren, die auf dem Transistor- (Feldeffekt- oder Bipolar-), Dioden- oder Kondensatorprinzip basieren. Beispiele hierfür sind

- der ISFET, der ähnlich dem MIS-Feldeffekttransistor aufgebaut ist; die metallische Gate-Elektrode (Steuerelektrode) ist beim ISFET durch eine ionensensitive Membran ersetzt. Als Membranmaterialien mit sensitivem Charakter dienen beispielsweise SiO_xN_y , Si_3N_4 , Al_2O_3 , Ta_2O_5 , ZrO_2 , AgCl , AgBr und verschiedene Polymere sowie biochemisch aktive Materialien (Enzyme).

- der MOS-Gassensor mit (katalytischer) Metallgate-Elektrode (z. B. Palladium, Platin) reagiert auf Wasserstoff und bei geometrisch strukturierten Gate-Elektroden auf andere Gase (Querempfindlichkeit). Durch Verwendung integrierter (poröser) Filterschichten kann die Querempfindlichkeit und somit das Ansprechverhalten beeinflußt werden. Durch Parallel- oder Serienschaltungen von MOS-Gassensoren können deutliche Stabilitätsverbesserungen und ein besseres Ansprechverhalten erreicht werden.

- der Sperrschicht-Temperatursensor, bei dem die Temperaturabhängigkeit von pn-Übergängen in Halbleiterbauelementen zur Temperaturmessung genutzt wird. Vorzugsweise werden dazu in Differenzschaltung zwei identische Transistoren bei gleicher Temperatur mit unterschiedlichen Kollektorströmen betrieben (Meßgenauigkeit ca. 0.1°C).

- Photodioden, insbesondere die p-i-n-Photodiode sowie Phototransistoren.

Eine Alternative besteht darin, die Sensoren (und Schaltkreise) mittels Dünnschichttechnik durch Aufbringen von dünnen anorganischen oder organischen Schichten (Filmen) auf ein isolierendes Trägermaterial

(Substrat) zu realisieren. Das Meßprinzip dieser Sensoren basiert auf der Veränderung der elektrischen Eigenschaften (z. B. elektrischer Widerstand) der Dünnschicht unter dem Einfluß der zu messenden externen Größe. Die Verwendung dieser Technologie erlaubt die Integration einer Vielzahl von Elementarsensoren mit Schaltungen auf einem Chip, z. B. in Hybridtechnik. Bei der Dünnschichttechnik werden mittels Vakuumprozessen (Aufdampfen, Aufstäuben oder chemisches Abscheiden) dünne Metall-, Isolator- oder Halbleiterschichten mit Schichtdicken kleiner $1\text{ }\mu\text{m}$ auf Keramik, Glas oder Plastsubstraten erzeugt. Als Schichtmaterialien werden vorzugsweise für Leiter(bahnen) und Elektrodenpins Metallschichten (beispielsweise Muminium, Chromium), für Widerstandsschichten z. B. NiCr und Tantal und für Isolierschichten vorzugsweise SiO_2 , Si_3N_4 , AlAs (für GaAs-Technik) und Ta_2O_5 verwendet. Als Sensoren können in Dünnschichttechnik hergestellt werden:

- temperaturabhängige Widerstandsschichten, z. B. aus Platin, Gold, Nickel, Kupfer und Iridium (Widerstandsthermometer) und eventuell Thermoelemente (Seebeck-Effekt),

- lichtempfindliche Schichten, z. B. aus CdS, PbSe, Si etc.,

- feuchteempfindliche Schichten; der Sensor beinhaltet kammartig ineinander verzahnte Elektroden, die von der feuchteempfindlichen Schicht/Schichtfolge geschützt sind. Für die Realisierung der feuchteempfindlichen Schicht bieten sich Materialien aus polymeren Kunststoffen, Metalloxide und poröse Keramiken an,

- gassensitive Schichten, wie z. B. halbleitende Metalloxidschichten (SnO_2 , Fe_2O_3), insbesondere zum Nachweis von CO_2 ,

- magnetoresistive Schichten, wie z. B. Ni-Fe-Legierungen sowie

- druckempfindliche Widerstandsschichten, wie DMS (Dehnungsmeßstreifen), bestehend aus metallischen Filmwiderständen (z. B. NiCr-, CrSi- und TaNi-Schichten oder Folien) oder aus Halbleiterschichten. Die Druckmessung erfolgt dabei durch eine Änderung des elektrischen Widerstandes, bei Metall-DMS durch eine Verformung, bei den empfindlicheren Halbleiter-DMS durch den piezoresistiven Effekt.

Zu den Dünnschichtsensoren zählen insbesondere auch die AOW-Sensoren (Akustische Oberflächenwelle). AOW-Sensoren gehören zu den AOW-Bauelementen, deren Funktion auf der Anregung von mechanischen Schwingungen an der Oberfläche von piezoelektrischen Festkörpern oder Schichtstrukturen beruht, wenn an einen metallischen Wandler (IDT, Interdigital-Wandler) mit ineinandergreifenden Fingerstrukturen eine elektrische Spannung angelegt wird. Der AOW-Sensor nutzt beim Wandeln der akustischen Welle in ein elektrisches Signal den elektrorestriktiven Effekt aus, der die Umkehrung des piezoelektrischen Effekts darstellt. Die sich zwischen zwei IDT ausbreitende Oberflächenwelle ist frei zugänglich und unterschiedlichen bio-physikalischen Größen ausgesetzt. Ihre Ausbreitungseigenschaft (Ausbreitungsgeschwindigkeit und Dämpfung) ist beispielsweise von der Gaskonzentration (mittels selektiver absorbierender Schichten), der Feuchtigkeit und der Temperatur des umgebenden Mediums unmittelbar an der Substratoberfläche abhängig. Mit Hilfe

dieser Sensoren lassen sich somit unterschiedliche Biophysikalische Sensoren, insbesondere Gassensoren, Temperatursensoren und Feuchtigkeitssensoren, realisieren. Der große Vorteil der AOW-Sensoren ist die direkte Umwandlung der bio-physikalischen Meßgröße in eine Frequenz und die damit verbundene frequenzanaloge Schnittstelle. Dies hat eine relativ gute Stör-empfindlichkeit, hohe Zuverlässigkeit sowie die einfache Digitalisierung zur Folge.

Da das Substrat weitgehend unabhängig von der Art der Sensorschicht ausgewählt werden kann, können Substrat und Sensorschicht hinsichtlich ihrer spezifischen Eigenschaften unabhängig voneinander optimiert und derart ein komplexes Sensorsystem realisiert werden. Somit sind Dünnschicht- und Halbleiter-Sensortechnik in vollem Umfang prozeßkompatibel.

Prinzipiell kommt für die Herstellung der Elektrodenchips bzw. der Sensoren auch die Dickschichttechnik in Frage, z. B. für die Realisierung des Aufbaus übergeordneter oder hybridintegrierter Schaltkreise.

Zur Überwachung der Atmung kommen zum einen Beschleunigungssensoren (oder auch Bewegungssensoren), bestehend aus einem oder mehreren Halbleiterbauelementen mit träger Masse, zum Einsatz, indem die Auf- und Abwärtsbewegung des Brustkorbes oder des Bauches gemessen wird. Diese Sensoren sind wesentlich empfindlicher und zuverlässiger als die herkömmlichen "Luftpolsterelektroden" und zudem integrierbar.

Eine Kontrolle der Atmung kann auch über einen Abstandssensor erfolgen, der in einer im Bauchbereich angeordneten Elektrode integriert ist. Der Abstand Elektrode-Auswertestation, der mit der Atemtätigkeit variiert, kann dabei z. B. aus der Laufzeitdifferenz der Signale zwischen der Elektrode und der Auswertestation ermittelt werden. Die Antenne der Auswertestation ist dazu vorzugsweise direkt über dem schlafenden Patienten oder dem zu überwachenden Säugling angebracht. Zur Kontrolle können zusätzliche Abstandssensoren eingesetzt werden, die in Referenzelektroden (angebracht an Orten, die nicht sensitiv auf Atmungsbewegungen reagieren, wie z. B. Kopf, Arm, Bein, etc.) oder anderen Elektroden integriert sind. Auf diese Weise lassen sich Ganzkörperbewegungen von Atmungsbewegungen unterscheiden.

Alternativen zur Überwachung der Atmung mittels Beschleunigungs- oder Abstandssensoren bestehen in der Verwendung von Temperatur-, Gas- (CO_2 oder O_2) oder Luftfeuchtigkeitssensoren, die in der Nähe von Mund und Nase (vorzugsweise dazwischen) angebracht sind.

Die Sauerstoffmessung kann beispielsweise mittels einer Clark-Zelle erfolgen. Dazu ist zum Beispiel in einen Si-Chip bzw. -Wafer eine mikromechanische spiralförmige Rille geätzt. Am Boden der Rille ist eine Silberanode, zwischen den Rillen einer Silberkatode aufgedampft. Die Rille ist mit einem mit Kochsalzlösung getränkten Polymer gefüllt und abschließend mit der sauerstoffdurchlässigen Membran abgedeckt. Legt man an die Elektroden eine Gleichspannung (etwa 0.8 V), so entsteht eine Elektrolysereaktion, die einen der Sauerstoffkonzentration proportionalen Strom liefert.

Der Nachweis von CO_2 erfolgt beispielsweise mittels eines ISFETs, dessen ionensensitive Membran eine wassergetränkte Schicht beinhaltet. Das in die wassergetränkte Schicht diffundierende CO_2 führt hierbei zu einer chemischen Reaktion mit einer pH-Verschiebung.

Die Impedanz- oder Spannungsmessung, z. B. für die EKG- oder EEG-Signale, erfolgt mittels Meßverstärker,

bestehend aus Differenzoperationsverstärkern (mit eingebauten Filtern). Prinzipiell können in einer Elektrode auch 3 und mehr Abgriffspunkte (im folgenden als Elektrodenpins bezeichnet) angeordnet sein. Ein Elektrodenpin kann dabei für den Referenzwert herangezogen werden.

Zur Messung von Potentialdifferenzen bzw. Impedanzen muß zwischen den einzelnen Abgriffspunkten eine galvanische Verbindung vorliegen. Ohne galvanische Verbindung können deshalb nur die Impedanzwerte zwischen den einzelnen Elektrodenpins in einer Elektrode bestimmt werden. Da der Abstand dieser Elektrodenpins relativ klein gewählt werden kann (bis zu ca. 1 cm, idealerweise 3—5 cm), lassen sich auf diese Weise die Aktionsspannungen in kleinen Regionen überwachen, da nur über eine geringe Distanz gemittelt wird, wodurch empfindlichere Messungen möglich sind. Um Impedanzen bzw. Aktionspotentiale über größere Distanzen, d. h. zum Beispiel zwischen zwei Elektroden, zu bestimmen, werden diese mittels einer vorgesehenen Steckverbindung galvanisch miteinander verbunden. (Die galvanisch angekoppelten Elektroden brauchen hierzu nur mit den benötigten Elektrodenpins und gegebenenfalls Meßverstärkern ausgestattet sein und müssen nicht über eigene Sende-, Empfangs-, Energieversorgungseinheiten etc. verfügen).

Die Integration zweier oder mehrerer Elektrodenpins in eine Elektrode vereinfacht die Handhabung wesentlich. Zudem ermöglicht die Anordnung durch die Integration von Kontrollsensoren eine wesentlich bessere Fehlerdiagnose, wie z. B. bei falscher Befestigung. Vorzugsweise weist der Sensor eine längliche Gestalt (bei zwei Elektrodenpins) oder Kleeblattform (bei 3 oder 4 Elektrodenpins) auf, wodurch gewährleistet ist, daß bei kleiner Elektrodenfläche die einzelnen Elektrodenpins bzw. Abgriffspunkte keinen zu kleinen Abstand aufweisen, was insbesondere bei hohem Haut-Elektroden Übergangswiderstand zu Meßfehlern führen würde.

Beim elektrischen Übergang zwischen den (EKG/EEG-)Elektrodenpins und der Haut des Patienten findet der Übergang von der Ionenleitung des Körpers zur Elektronenleitung der (EKG/EEG-)Anschlüsse statt. Dadurch entsteht eine galvanoelektrische Gleichspannung, die wegen Ungleichheiten der Haut verschiedene Werte annehmen kann und zwischen zwei (EKG/EEG-)Elektrodenpins eine galvanoelektrische Gleichspannung bewirkt. Diese ist bei der Signalverarbeitung zu unterdrücken, weil sie bedeutend größer ist als das Nutzsignal. Weiterhin soll über die (EKG/EEG-)Elektrodenpins möglichst wenig Strom fließen, weil diese die chemische Zusammensetzung der Haut verändert und Polarisationsspannungen hervorruft, die zeitlich stark schwanken können. Die Eingangsströme müssen deshalb klein und der Eingangsverstärker hohe Eingangsimpedanz aufweisen. Diese Bedingungen werden von Operationsverstärkern oder darauf basierenden Meßverstärkern in idealem Maß erfüllt.

Erwähnenswert im Zusammenhang mit Impedanz und Spannungsmessungen ist, daß herkömmliche Multiplexer nicht in der Lage sind, Signale im mV-Bereich mit einem hohen Gleichspannungsanteil gut zu verarbeiten. Zur Verarbeitung der Signale wird deshalb mittels Filter eine Gleichspannungsunterdrückung vorgenommen. Die Multiplexierung der Sensorsignale erfolgt dann nach der Eingangsverstärkung. Die Messung der Aktionsspannungen mittels Meßverstärker hat den Vorteil, daß eine Gleichspannungsunterdrückung durch Filter (Hochpaß- oder Bandpaßfilter) bereits direkt im Meß-

verstärker vorgenommen werden kann.

Zur Temperaturmessung können, neben den bereits oben erwähnten Sensoren, auch Ausbreitungswiderstands-Sensoren, Polysilizium-Temperatursensoren (vorzugsweise in Dünnschichttechnik) und grundsätzlich auch Thermoelemente herangezogen werden. Prinzipiell kann auch eine berührungslose Temperaturmessung der Hautoberfläche, z. B. über die emittierte Wärmestrahlung (Infrarot/Ferninfrarot) des Körpers detektiert werden. Bei Ausbreitungswiderstands-Sensoren, die eine hohe Langzeitstabilität aufweisen, wird der spezifische Widerstand von Halbleitern nach der Ein-Spitzen-Methode gemessen. Der Ausbreitungswiderstand besteht vorzugsweise aus einem monokristallinen Si-Kristall (z. B. mit einer Seitenkantenlänge l von etwa 0.5 mm und einer Dicke h von 0.2 mm) und weist auf der Oberseite ein geätztes Kontaktloch mit einem Durchmesser d ($\ll h, l$) von etwa 20 μm auf, aus dem durch eine starke Dotierung (n^+) und Aufbringen von Metallisierungsschichten ein Kontakt erzeugt wird. Der Widerstand R zwischen einem rückwärtigen Metallkontakt und dem Metallisierungskontakt hängt dann nur noch vom temperaturabhängigen spezifischen Halbleiterwiderstand ρ des (n)-dotierten Siliziums ab ($R = \frac{\rho}{2d}$).

Lagesensoren zur Bestimmung der (Schlaf-) Position des Patienten (beispielsweise Bauch-, Rücken- oder Seitenlage) sind vorzugsweise durch Magnetfeldsensoren realisiert. Magnetfeldsensoren beinhalten z. B. ein Hallelement aus einem (dünnen, langgestreckten) Metallplättchen oder Silizium- bzw. GaAs-Halbleiterplättchen. Zur Lagebestimmung wird dem Hallelement ein konstanter Strom eingeprägt und die Hallspannung als Funktion des magnetischen Flusses bzw. der senkrechten Komponente des äußeren Erdmagnetfeldes ausgewertet. Durch die Anordnung dreier, senkrecht zueinander angeordneter Hallelemente im Sensor bzw. der Elektrode läßt sich dann die genaue Lage des Patienten (Bauch-, Rücken- oder Seitenlage) angeben.

Eine Alternative besteht in der Verwendung von Neigungssensoren, die vielfach nach dem kapazitiven Meßprinzip arbeiten. Kapazitive Neigungssensoren bestehen aus einer mikrostrukturierten Meßzelle, die mit Flüssigkeit und einem inertem Gas gefüllt sind. Die zwei Platten eines Kondensators (oder mehrerer Kondensatoren) werden dabei, je nach Neigung, mehr oder weniger vom flüssigen Dielektrikum bedeckt. Durch Drehen des Sensors ergibt sich eine winkelpportionale Kapazitätsänderung. Prinzipiell kann eine Lagebestimmung auch über mikromechanische Sensoren erfolgen.

Kontrollsensoren kommen insbesondere zur Vermeidung von Fehlalarmen oder verfälschten Meßwerten zum Einsatz. Diese können beispielsweise durch Abstandssensoren (Ultraschall- oder Strahlungsemitter und -Sender zur Bestimmung der Distanz Elektrode-Haut), Impedanzsensoren (Messung des Übergangswiderstandes Elektrode-Haut), Temperatursensoren (Sensor mißt Temperatur von $\geq 37^\circ\text{C}$, wenn die Elektrode geeignet aufgebracht ist), Feuchtigkeitssensoren oder Referenzsensoren realisiert sein.

Die Bestimmung des Wertes der Sauerstoffsättigung (O_2 -) im Blut erfolgt durch Transmissions- bzw. Reflexionsmessungen. Für diese Messungen werden vorzugsweise IR-Strahlungsemitter und -Empfänger (Dioden) herangezogen. IR-Emitter und -Empfänger sind dabei auf der gleichen oder gegenüberliegenden Seiten von stark durchbluteten (bei Transmission auch dünnen) Körperpartien (Finger, Zeh, Handfläche bzw. Handrück-

ken) angeordnet.

Feuchtigkeitssensoren sind vorzugsweise durch Impedanzsensoren (Operationsverstärker) oder ISFETs realisiert, die den Schweißgehalt bzw. den pH-Wert (Ionenkonzentration von NaCl) auf der Haut bestimmen.

Sinnvollerweise beinhaltet die Auswertestation eine Eicheinheit (mit Speicher) für die Sensoren, insbesondere für die Temperatur-, Gas-, ionensensitiven und Hallelemente. Prinzipiell kann diese Eicheinheit auch in den jeweiligen Elektroden angeordnet sein.

Datenübertragung

Die Funkübertragung der digitalisierten und codierten Sensordaten erfolgt durch die digitale Modulation (Umtasten) eines sinusförmigen Trägersignals, bei der zwischen diskreten (z. B. zwei oder vier) Wellenformen umgeschaltet wird, oder mittels diskreter Pulsmodulationsverfahren. Die Modulation bzw. Demodulation kann dabei direkt erfolgen (d. h. bei der Sendefrequenz) oder auch indirekt (bei einer Zwischenfrequenz), wobei dann aber eine Umsetzung (über Mischer) auf die Sendefrequenz notwendig ist.

Bei der digitalen Trägerfrequenztechnik wird entweder die Amplitude, vorzugsweise jedoch die Frequenz (FSK = frequency shift keying) oder die Phase (PSK) — wie insbesondere beim GMSK = Gaussian minimum shift keying — variiert (moduliert), oder eine Kombination aus den drei Verfahren herangezogen.

Für die diskrete Pulsmodulation (Basisband-Übertragung) kommen insbesondere das PCM- (Puls-Code-Modulation) oder DM- (Delta-Modulation) Verfahren in Betracht. Dieses Verfahren wird vorzugsweise bei der optischen Übertragung der Daten eingesetzt (z. B. im IR-Bereich mittels Halbleiterdioden). Hierbei erfolgt durch eine Abtastung mit quantisierten Amplituden eine Umsetzung von analogen (Sensor-)Signalen in codierte digitale Signale und zwar meist in Folgen von binären Impulsen mit den Werten 0 oder 1. Es sind 8 — beispielsweise mit Komprimierung — als auch 10- oder höherstellige (lineare) Codewörter, mit einem oder mehreren Paritätsbits möglich. Die Codierung erfolgt z. B. nach dem Manchester-Verfahren.

Zur besseren Ausnutzung der Übertragungskanäle, d. h. um die Sensordaten sowie die Daten der Auswertestation unabhängig und gleichzeitig übertragen zu können, werden die einzelnen Signale der Elektroden bzw. der Sensoren und der Auswertestation vorzugsweise vor der Übertragung zusätzlich von einem Multiplexer aufgearbeitet (Leitungsvermittlung). Bei den Multiplexverfahren sind insbesondere das TDMA- (time division multiple access), FDMA- (frequency division MA) und CDMA- (code division MA) Verfahren von Interesse.

Beim TDMA werden die Nachrichtensignale in zyklischer Folge, zeitlich nacheinander verschachtelt. Dies ist beispielsweise beim PCM deshalb möglich, da die Impulse von kurzer Dauer sind und somit in die Zwischenräumen noch Abtastproben von anderen Eingangssignalen eingeschoben werden können.

Beim FDMA wird das Übertragungsmedium in N gleichgroße Frequenzbänder aufgeteilt (z. B. bei N oder $N/2$ Sendern). Durch Modulation mit gestaffelten Trägerfrequenzen werden die Basisbänder der Primärsignale so in höhere Frequenzlagen geschoben, daß sie auf der Frequenzskala nebeneinander zu liegen kommen.

Beim CDMA kann hierbei zwischen dem "Frequency Hopping" und der "Direct-Sequenz"-Codierung unterschieden werden. Beim Frequency Hopping stehen zur Übertragung mehrere Frequenz- (Teil-) Bänder zur Verfügung. Die zu übermittelnde Nachricht wird in Pakete gleicher Länge aufgeteilt, welche nacheinander auf verschiedenen Teilbändern gesendet werden. Auf diese Weise kann ein Störsender nicht alle Frequenzen simultan stören, so daß nur einige Pakete von ihm gestört werden. Durch genügend große Redundanz erreicht die ganze Nachricht dann trotz der Störung den Empfänger in guter Qualität. Bei der Direct-Sequenz- oder auch Psoido-Noise-Codierung wird die Nachricht vor der Sendung bitweise zeitlich stark gestreckt und mit einer pseudo-zufälligen Binärfolge moduliert. Ein Empfänger kann bei Kenntnis der Binärfolge das Nutzsignal wieder aus dem Pseudorauschen extrahieren. Die Trennung der Signale ist durch die Wahl orthogonaler Codefolgen gewährleistet. Dadurch ist zum einen eine Parallelübertragung verschiedener Nachrichten auf einem Band möglich, zum anderen ist dieses Verfahren relativ unempfindlich gegenüber Breit- und Schmalbandinterferenzen.

Eine weitere Möglichkeit zur Datenübertragung bildet das Raummultiplexverfahren. Hierbei ist die Auswertestation mit mehreren Sende/Empfangsantennen ausgerüstet, die jeweils auf verschiedene, zu überwachende Patienten gerichtet sind. Dieses Verfahren hat auch den Vorteil, daß die Antennen relativ nahe am Patienten (z. B. direkt über dessen Bett) angeordnet werden können, wodurch die Sendeleistung reduzierbar ist. Insbesondere bei Richtantennen, kann die Antenne mit einer zusätzlichen Steuerungseinheit und einem Antriebsmotor ausgestattet sein, die die Antenne derart ausrichten bzw. nachregeln, daß immer die optimale Sende/Empfangs-Einstellung vorliegt. Prinzipiell läßt sich dieses Verfahren auch bei einer Vielzahl von am Patienten angebrachten Elektroden anwenden. Speziell können bei sehr großen Systemen (beispielsweise in Krankenhäusern) mehrere Auswertestationen mit jeweils einer Vielzahl von Antennen per Kabel miteinander verknüpft werden. Die einzelnen Elektrodensätze sprechen dabei immer nur die geeignetste AS bzw. Antenne (z. B. die am benachbartesten) an und werden bei einer Bewegung des Patienten gegebenenfalls zur nächsten AS weitervermittelt (Hand-over). Zur Reduzierung von Störungen werden die einzelnen AS vorzugsweise auf verschiedenen Frequenzbändern betrieben.

Je nach Komplexität der Datenübertragungsverfahren sind in den Elektroden Vermittlungssteuerungseinheiten angeordnet. Vorzugsweise verfügt die Auswertestation über eine (Master-)Vermittlungssteuerungseinheiten und steuert über Signalisierungsdaten (Synchronisation) die Vermittlungssteuerungseinheiten der Elektroden an.

Damit bei der Datenübertragung der Empfänger die empfangenen Signale zu den richtigen Zeitpunkten abtasten kann — um die einzelnen Bits richtig erkennen zu können — ist Gleichlauf zwischen Sender und Empfänger sinnvoll bzw. notwendig (synchrone Datenübertragung). Die Auswertestation beinhaltet dazu vorzugsweise eine Synchronisationseinheit die als Bezugstaktgeber mittels Synchronisationszeichen und/oder über eine Bezugstaktfrequenz die Taktgeber aller Knoten des Netzes, d. h. der Elektroden, steuert — beispielsweise

se nach dem Master-Slave-Verfahren — und so die Frequenz-, Takt-, Phasen- und/oder Rahmensynchronisation (TDMA) gewährleistet. Insbesondere kann als Bezugstaktfrequenz die HF für die Energieversorgung herangezogen werden.

Unter anderem kann auch das demodulierte Signal zur Taktrückgewinnung herangezogen werden.

Prinzipiell besteht auch die Möglichkeit daß die Takte der einzelnen Elektroden mit dem der Auswertestation (AS) nicht übereinstimmen (asynchroner Betrieb), bzw. vom Takt der AS kleine Abweichungen innerhalb vorgegebener Grenzwerte aufweisen (plesiochrone Betrieb). Hat eine Elektrode eine höhere Taktfrequenz als die Auswertestation, so wird es dann gelegentlich vorkommen, das die AS ein Bit nicht lesen kann; in umgekehrter Richtung wird die Elektrode gelegentlich ein Bit doppelt lesen. Dieser Fehler kann zum Beispiel durch Stopfverfahren, d. h. durch die Verwendung von Bits, die keine Nutzinformation tragen, ausgeglichen werden. Eine Alternative besteht darin, daß das System einen gelegentlichen Schlupf in Kauf nimmt. Durch den Einsatz von Schlupfsteuerungen in den Empfängern kann insbesondere erreicht werden, daß das System trotz Schlupf seine Rahmensynchronisation nicht verliert, z. B. indem ein Versatz um einen ganzen Rahmen und nicht nur um eine Bitbreite erfolgt.

Für die Übermittlung bietet sich insbesondere auch die Unterteilung der zu vermittelnden Signale in Pakete an, wobei jedes Paket mit geeigneter Adressierung, Codesicherung etc. versehen ist (Paketvermittlung). Ein Paket umfaßt z. B. Start-, Stop-, Kontroll- und Synchronisationsbits, die Adresse des Senders und Empfängers, gegebenenfalls einen Testcode sowie die Nutzinformation.

Im einfachsten Fall erfolgt die Datenübertragung im Simplexverfahren, d. h. von den Elektroden zur Auswertestation und ohne Rückmeldung und Empfangsbestätigung. Vorzugsweise wird bei der Datenübertragung jedoch der Halb-Duplex- (in beide Richtungen, aber nicht gleichzeitig) oder der Voll-Duplex-Betrieb angewandt. Bei den beiden letztgenannten Verfahren kann die Auswertestation sowohl den Empfang der Daten bestätigen als auch Befehlssequenzen an die einzelnen Elektroden schicken.

Für den Kanalzugriff stehen prinzipiell zufallsorientierte- als auch Reservierungsverfahren zur Verfügung. Zu den zufallsbasierten Verfahren zählen insbesondere ALOHA-, CSMA- (carrier sense multiple access) und CSMA-CD- (CSMA with collision detection) Verfahren, auf die hier nicht genauer eingegangen werden soll, da sie von untergeordneter Bedeutung für die erfindungsgemäße Vorrichtung sind. Bei den Reservierungsverfahren erfolgt die Aufteilung des physikalischen Kanals nach einem Zeitraum (TDMA), einer Frequenz (FDMA) oder einem Code (CDMA). Der Kanalzugriff kann auch prioritätsorientiert erfolgen, d. h. nach einer vorgegebenen Rangstufe der einzelnen Elektroden. Die feste Zuweisung von Senderechten ist nur bei Kenntnis der Anzahl der Elektroden bzw. Elektrodensätzen möglich, die gleichzeitig senden dürfen.

Für Sicherung der Übertragungsqualität ist es weiterhin vorteilhaft die Übertragung nach dem (codeunabhängigen) HDLC-Verfahren "high level data link control" vorzunehmen. Bei diesem Verfahren wird nicht mehr jeder Block nach seiner Übertragung einzeln quittiert, sondern mehrere Blöcke in einer Richtung hintereinander übertragen. Die Quittierung kann der Empfänger (z. B. die Auswertestation) in eigene Datenblöcke

einfügen, die in umgekehrte Richtung (z. B. an die entsprechenden Elektroden) übertragen werden.

Zur Reduzierung von Übertragungsfehlern kann zusätzliche Redundanz in die zu übertragende Nachrichtenfolge eingebaut werden (Kanalcodierung). Hierbei können deterministische Codes (wie z. B. Blockcodes, rekkurrente Codes) als auch stochastische Codes herangezogen werden. Eine Fehlerkorrektureinheit in der Auswertestation und/oder den Elektroden nimmt dann z. B. eine direkte Fehlerkorrektur bei 1-Bit-Übertragungsfehlern vor (FEC, forward error correction), wodurch auf eine Wiederholungsanforderung für die Datenübertragung verzichtet werden kann.

Für besondere Anwendungen können die zu übertragenden Daten durch einen Geheimcode verschlüsselt werden. Dazu sind die Signalaufarbeitungseinheiten der Elektroden und der Auswertestation mit Verschlüsselungs- bzw. Entschlüsselungseinheiten ausgestattet. Vorzugsweise sind diese Einheiten in den Codierern bzw. Decodierern angeordnet.

Zur Erhöhung der Datenübertragungssicherheit können insbesondere in den Elektroden und/oder der Auswertestation Trainingssequenzeinheiten bzw. Equalizer (Egalisator) angeordnet sein. Eine Trainingssequenzeinheit in der Elektrode erzeugt einen Testcode (Zeichensequenz), der zwischen Sender und Empfänger vereinbart ist, und übermittelt diesen zu gewissen Zeiten an die Auswertestation. Der Testcode kann beispielsweise auch aus dem Identifikationscode der einzelnen Elektroden bestehen oder diesen beinhalten. Bei Paket- bzw. Time-Slot-Betrieb ist der Testcode vorzugsweise in der Mitte jedes Pakets bzw. jedes Time-Slots angeordnet. Der Equalizer in der Auswertestation vergleicht den empfangenen Testcode mit dem vereinbarten und bestimmt den Algorithmus zur Rückgewinnung der übermittelten Daten. Bei Verzerrungen bzw. Störungen, wie infolge Mehrfachreflexionen, Beugung und Interferenzen, durch nichtvorhandenen Sichtkontakt zwischen der Empfangsantenne der Auswertestation und den Elektroden (Patient abgewendet, angezogen oder unter Bettdecke), kann der Empfänger dann die Übertragung entzerren. Equalizer und Trainingssequenzeinheit können alternativ oder zusätzlich auch in den Elektroden bzw. der Auswertestation angeordnet sein. Die Verwendung von Testcodes ist insbesondere bei größeren Übertragungsentfernungen oder sehr hohen Übertragungsfrequenzen bzw. Bitraten sinnvoll.

Eine bevorzugte Weiterentwicklung besteht in der Verwendung von Ver-/Ent-Schachtelungseinheiten. Dazu werden einzelnen Bits eines Datenblocks zeitlich verschachtelt (scrambling) und auf mehrere Subblöcke aufgeteilt. Insbesondere beim TDMA-Verfahren können diese Subblöcke auf verschiedene Datenbursts aufgeteilt werden. Auf der Empfangsseite führen Burst-Fehler zu 1 Bit-Fehlern der entschachtelten Daten und können durch die Fehlerkorrektureinheit behoben und somit Datenübertragungsfehlern reduziert werden.

Vorteile der Erfindung

Die erfindungsgemäße Vorrichtung weist diverse Vorteile bezüglich des oben aufgeführten Standes der Technik auf. Diese bestehen in der einfachen und praktikablen Handhabung der Elektroden, die zum einen den Heimgebrauch der Vorrichtung — z. B. zur Überwachung von Säuglingen, mit EEG und EKG — als auch das Neuro-Intensiv-Monitoring bei Patienten — insbesondere bei aufwendigen Operationen — ermöglichen.

Durch eine Ausrüstung der Auswertestation mit einem Akku läßt sich eine Säuglingsüberwachung auch "unterwegs", beispielsweise im Kinderwagen oder während der Autofahrt, durchführen, insbesondere dann wenn diese ein herausnehmbares Überwachungsmodul aufweist.

Ein weiterer Vorteil besteht darin, daß die Auswertestation oder die Elektroden mit Fehlerdiagnose oder -Erkennungseinheiten ausgerüstet werden können. Ein weiterer Vorteil der erfindungsgemäßen Vorrichtung besteht in der digitalen Datenübertragung, die eine Reduzierung der Sendeleistung sowie höhere Datensicherheit, insbesondere beim Doublex-Betrieb ermöglicht. Durch die Übermittlung des Testcodes lassen sich externe Störungen (z. B. infolge von Brechung, Streuung, etc.) von der Auswertestation herausfalten und somit gegebenenfalls Daten rekonstruieren. Dadurch läßt sich die Intensität der elektromagnetischen Signale stark reduzieren und eine mögliche biologische Belastung ausschließen. Durch die Anordnung der Regeleinheit in der Auswertestation und/oder Referenzelementen in den Elektroden ist zudem die Möglichkeit geboten die Sendeleistung der Auswertestationen und der Elektroden zu optimieren und gegebenenfalls eine oder mehrere Elektroden temporär abzuschalten.

Ferner kann sich der Patient während der Meßwertaufnahme frei bewegen, da er nicht mehr über störende Kabel an eine Auswertestation angeschlossen ist. Bei der Verwendung von Akkus kann er sogar für gewisse Zeit den Raum verlassen, speziell dann, wenn die einzelnen Elektroden einen Datenspeicher aufweisen. Speziell in Krankenhäusern kann die Mobilität des Patienten weiter gesteigert werden, indem die Auswertestation/en mehrere globale Sende- bzw. Empfangsantennen (z. B. in verschiedenen Räumen und Gängen angeordnet) umfassen. Vorteile der erfindungsgemäßen Vorrichtung sind auch in der Notfallmedizin zu sehen. Einem Unfallopfer können bereits am Unfallort die Elektroden angelegt werden, deren Signale dann ununterbrochen zu Auswertestationen (AS) — zunächst an die AS im Krankenwagen und dann an eine beliebige AS im Krankenhaus — übertragen werden. Der richtige Code für die Elektroden bzw. den Elektrodensatz kann der Auswertestation im Krankenhaus z. B. mittels Chip- oder magnetischer Einsteckkarten übermittelt werden.

Durch die Verwendung von Halbleiterbauelementen als Sensoren mit eingebundenen Signalverarbeitungs-, Sende/Empfangs- (Tranceiver) und gegebenenfalls Auswerteeinheiten, lassen sich die einzelnen Schaltungsanordnungen mit mehreren Sensoren in einem Chip mit Kantenlängen unter 10 mm und Höhen unter 0.5 mm integrieren. Auf diese Weise kann zum einen die Anzahl der Elektroden reduziert und zum anderen auf zusätzliche am Körper angebrachte elektrische Komponenten, die die Bewegungsfreiheit einschränken, verzichtet werden. Da gewöhnlicherweise die Übertragungsstrecke von den Elektroden zur Auswertestation nur wenige m (Größenordnung von 1–10 m) beträgt, beläuft sich die Leistungsverorgung bzw. die Sendeleistung der Elektroden im Idealfall nur auf Bruchteile von mW und ist somit medizinisch völlig unbedenklich. Speziell für geringe Übertragungsentfernungen ist demzufolge auch der Einsatz von Miniaturbatterien (z. B. Knopfzellen) für die Energieversorgung geeignet. Hierfür ist insbesondere das TDMA-Verfahren vorteilhaft, da die Elektroden nur zu bestimmten Zeitintervallen senden, wodurch Energie gespart werden kann.

Nachfolgend werden unter Bezugnahme auf die beiliegenden Zeichnungen bevorzugte Ausführungsbeispiele der erfindungsgemäßen Vorrichtung näher erläutert. Es zeigt

Fig. 1 Schematischer Aufbau eines Ausführungsbeispiels der erfindungsgemäßen Vorrichtung mit den einzelnen Einheiten der Auswertestation sowie der Elektroden.

Fig. 2a Aufsichts- und Querschnittsdarstellung für eine Elektrode mit mehreren Sensoren, gemäß eines ersten Ausführungsbeispiels.

Fig. 2b Aufsichts- und Querschnittsdarstellung für eine Elektrode mit mehreren Sensoren, gemäß eines zweiten Ausführungsbeispiels.

Fig. 3 Ausführungsbeispiel für eine Anordnung der Elektroden am Patienten, insbesondere zur Veranschaulichung der Kombination einzelner Elementarsensoren.

Fig. 4 Ausführungsbeispiel für einen Fingerklipp.

Fig. 5 Ausführungsbeispiel für eine transkutane Sauerstoff-(tcpO₂) und Kohlendioxid-(tcpCO₂)Elektrode.

Fig. 6 Ausführungsbeispiel für eine Handelektrode beim Säugling.

Fig. 7a Ein erstes Ausführungsbeispiel für eine Schaltung zur Messung der Bio-Potentiale, insbesondere der EKG- und EEG-Aktionsspannungen.

Fig. 7b Ein zweites Ausführungsbeispiel für eine Schaltung zur Messung der Bio-Potentiale, insbesondere der EKG- und EEG-Aktionsspannungen.

Abb. 1 zeigt den prinzipiellen schematischen Aufbau der erfindungsgemäßen Vorrichtung. Die Vorrichtung beinhaltet als Komponenten eine Auswertestation (1) sowie eine oder mehrere Elektroden (2a...2f), die an einem (oder mehreren) Patienten (3) angeordnet sind. Bei dem hier beschriebenen Beispiel sollen die Daten zwischen der Auswertestation und den verschiedenen Elektroden nach dem TDMA-Verfahren mit PSK-Modulation ausgetauscht werden. Ohne Einschränkung des allgemeinen Erfindungsgedankens sollen zudem die einzelnen Elektroden innerhalb eines Elektrodenatzes (d. h. für einen bestimmten Patienten) die selben Übertragungsfrequenzen aufweisen, wobei die Übertragung im Doublex-Betrieb mit zwei getrennten Frequenzbändern im 1 GHz-Bereich erfolgen soll. (Bei weniger komplexen Systemen, z. B. zur Heimüberwachung von Säuglingen, mit stark eingeschränkter bzw. vorgegebener Elektrodenanzahl kann auch das Frequenzmultiplexverfahren zum Einsatz kommen).

Beim Vielfachzugriff im Zeitmultiplex senden die Teilnehmer, d. h. die einzelnen Elektroden und die Auswertestation, periodisch Impulsbündel (Bursts) aus. Zur Synchronisation sind die Bursts zu Rahmen zusammengefaßt. Die Sendezeitpunkte der von den verschiedenen Teilnehmern abgeschickten Impulsbündel (z. B. Datenbursts) sind so gegeneinander verschoben, daß sich die Bursts am Eingang der verschiedenen Empfänger (z. B. der Auswertestation) möglichst lückenlos aneinander anreihen, ohne sich jedoch gegenseitig zu überlappen. Dies wird z. B. dadurch erreicht, daß jeder Teilnehmer (d. h. die einzelnen Elektroden) seinen Burst in Bezug zu einem Referenzburst absendet, der von der Auswertestation ausgesendet wird, und die Sendephase mit Hilfe des Referenzbursts kontrolliert und korrigiert. Jeder Datenburst enthält neben den übertragenen Sensor- bzw. Nutzdaten noch eine Präambel, bestehen aus Synchronisiervorlauf, Burstbeginnkezeichen, Absender-

adressen und eventuell weitere systeminterne Signalisierungsdaten. Der Synchronisiervorlauf ist eine vorgegebene Codefolge, mit der eine schnelle Träger-, Takt- und Rahmensynchronisierung ermöglicht wird (eine zusätzliche Synchronisation kann über gesonderte Synchronisationbursts erfolgen). Die Burstbeginnzeichen geben an, an welcher Stelle des Vorlaufs der Empfänger synchronisiert hat. Dummy-Bursts kommen zum Einsatz, wenn keine Nutzdaten übertragen werden. Der Erstzugriff erfolgt vorzugsweise nach zufallsorientierten (z. B. ALOHA) oder auch nach prioritätsorientierten Verfahren.

Die hier dargestellte Auswertestation (1) ist ausgerüstet mit einer Empfangs- und Sendeantenne (4a), einer Empfangs/Sende-Weiche (Antennenweiche, Frequenzweiche, Brückenweiche) (4), einer Regelungseinheit (4b) — zur Ermittlung/Regelung der Sendeleistung —, einer Empfangseinheit (5), einer Sendeeinheit (6) sowie einer Datenverarbeitungs- bzw. Auswerteeinheit (7) mit dazugehörigen Display- (8a), Schreiber- (8b), Speicher- (8c) und Alarmeinheiten (10). Weitere Komponenten sind die Frequenzerzeugungseinheit (11) sowie die Vermittlungssteuerungseinheit (7a) mit der Ablaufsteuerung (7b). Die Empfangseinheit (5) bzw. die Sendeeinheit (6) besteht im wesentlichen aus einer Signalumsetzungseinheit (12—16 bzw. 26—29) sowie einer Signalaufbearbeitungseinheit (17—20 bzw. 21—25) (analoges gilt für die Elektroden).

Die Signalumsetzungseinheit für die Empfangseinheit (5) beinhaltet einen Hochfrequenzverstärker (12) mit abstimmbaren Bandpaß-Filtern (zur Vorselektion der Übertragungsfrequenz der einzelnen Elektroden), eine Mischereinheit (13), einen Niederfrequenz (NF)-Verstärker mit Filtern (14) sowie einen Demodulator (15). Die Mischereinheit (13) kann dabei mehrere Zwischenfrequenz-Mischstufen (mit den entsprechenden Filter- und Verstärkerstufen) umfassen und setzt über einen (mehrere) Oszillator(en) im Frequenzgenerator (11) (Frequenzsynthesizer) die empfangenen Hochfrequenz-Signale (im GHz-Bereich) in das Basisband (oder ein Zwischenfrequenzband) um. Im Demodulator (15) — vorzugsweise einem Quadratur-Modulator — werden die Signale abschließend PSK-demoduliert sowie eventuell nochmals verstärkt (nicht dargestellt). Ein zugeschalteter Equalizer (16) sorgt für eine Entzerrung der Signale. Die demodulierten Signale werden abschließend durch den Burst-Demultiplexer (17), der die TDMA-Entnahme vornimmt, die Entschachtelungseinheit (18) sowie die Decodiereinheit (19) aufbearbeitet und die digitalen Signale an die Auswerteeinheit (7) weitervermittelt. Die Decodiereinheit (19) setzt die empfangenen Signale in Binärsignale um und führt eine Fehlerkorrektur durch. Mittels der spezifischen Identifikationscodes, die z. B. in der Auswerteeinheit (7) oder einer separaten Identifikationseinheit gespeichert sind, können die einzelnen Daten den entsprechenden Patienten, Elektroden oder Sensoren zugewiesen werden. Durch einen Demultiplexer (20) kann dann z. B. eine Zuweisung der verschiedenen Elektrodenaten an die entsprechenden Auswerteuntereinheiten erfolgen.

Die Sendeeinheit (6) umfaßt den digitalen Multiplexer (21), die Codiereinheit (22), eine Trainingssequenzeinheit (23), die Verschachtelungseinheit (24), den Burst-Multiplexer (25) für die TDMA-Rahmung, den (PSK)-Modulator (26), einen Niederfrequenzverstärker (27), den Mischer (28) sowie abschließend den HF-Sendeverstärker (29) mit eingebauten Bandpässen.

Die Steuerungseinheit (7a) dient zur Vermittlungs-

steuerung zwischen Auswertestation und Elektroden sowie zur Kontrolle der Frequenzerzeugungseinheit (11) und der Ablaufsteuerungseinheit (7b). Die Frequenzerzeugungseinheit (11) umfaßt insbesondere auch eine Takteinheit, die die verschiedenen Systemtakte zur Verfügung stellt, insbesondere für den Auswerteprozessor (7) und die TDMA-Rahmenstruktur. Diese Einheit dient insbesondere auch zur Frequenz- und Taktsynchronisation der Elektroden mit der Auswertestation. Hierzu werden den einzelnen Elektroden von der Auswertestation über Synchronisationsburst die Trägerfrequenzen und der Systemtakt übermittelt. (Unter anderm kann z. B. auch direkt das empfangene Hochfrequenzfeld zur Energieversorgung für die Übermittlung der Trägerfrequenz herangezogen werden.)

Die Frequenzerzeugungseinheit (11) umfaßt z. B. einen oder mehrere PLL (Phase-Locked-Loop) -Synthesizer, die die verschiedenen Trägerfrequenzen im Bereich um 1 GHz generiert. Die Frequenzerzeugungseinheit (11) stellt insbesondere die verschiedenen Oszillatorfrequenzen (sowie die Trägerfrequenzen) für die Mischer und Modulatoren als auch eine Referenzfrequenz, aus der die einzelnen Oszillatorfrequenzen generiert werden, zur Verfügung. Die Referenzfrequenz kann dabei mittels (temperaturkompensierter) Quarzoszillatoren oder abstimmbare Oszillatoren erzeugt werden.

Die Anpassung der Auswertestation an den Burstbetrieb erfolgt über die Ablaufsteuerung (7b), die die Burst-(De-)Multiplexer (16, 22), die (De-)Modulatoren (15, 26), etc. ansteuert. Für die TDMA-(Ent-)Rahmung werden die Daten Zwischenspeichern zugeführt (nicht eingezeichnet) und zu den richtigen Zeitpunkten mit der Systembitrate ein- und ausgelesen.

Für den Einsatz von mehreren Elektrodensätzen (mit verschiedenen Trägerfrequenzen), z. B. zur simultanen Überwachung von mehreren Patienten, sind hierzu mehrere Empfangs- (5) und Sendeeinheiten (6) oder eine Empfangs- und Sendeeinheit mit einer Vielzahl von (De-)Multiplexern, (De-)Modulatoren, Verstärkern, Bandpässen, etc. für die einzelnen Trägerfrequenzen notwendig (hier nicht eingezeichnet).

Für andere Übermittlungsverfahren, wie z. B. CDMA-Übertragung oder TDMA mit Frequency-Hopping sind in den Empfängern und Sendern — d. h. der Auswertestation und den Elektroden — zusätzliche Synchronisationsstufen sowie Codegeneratoren und/oder Frequenzsynthesizer für die Code- bzw. Frequenzumtastung zu integrieren.

Die Stromversorgung der Auswertestation kann dabei über einen Netztransformator und/oder über Akkus (9) erfolgen. Vorzugsweise beinhaltet die Auswertestation ein herausnehmbares kleines tragbares Modul (1a), was die wesentlichen Funktionseinheiten, wie Antenneneinheit (4a), Sende- (5) und Empfangseinheit (6), Auswerte- (7), Vermittlungssteuerungs- (7a), Frequenzerzeugungs- (11), Akku- (9) und Alarmeinheit (10) (mit akustischen und/oder optischen Warnsignalen), beinhaltet. Die Vorrichtung kann dann somit auch außerhalb des Hauses zur Überwachung von Säuglingen, z. B. während der Autofahrt oder dem Spaziergang, eingesetzt werden.

Die Elektroden (2) beinhalten jeweils eine Energieversorgungseinheit (37), die Empfangs- und Sendeanenne (36a) — mit einer Antennenweiche (36) für den Sende- und Empfangsbetrieb —, eine Sendeeinheit (31), eine Empfangseinheit (30) (z. B. zur Synchronisation, Mitteilung der Sendeleistung, Protokollübermittlung, Fehlerkorrektur, Programmierung und Ansteuerung),

eine Sensoreinheit (32), eine Sensorsteuerungseinheit (33) (z. B. zur Ansteuerung des Analog-Multiplexers (42)), die Vermittlungssteuerungseinheit (34) sowie eine Frequenzerzeugungseinheit (35).

Die Frequenzerzeugungseinheit (35) umfaßt insbesondere auch eine Takteinheit, für die verschiedenen Systemtakte. Die Frequenzerzeugungseinheit (35) stellt die verschiedenen Oszillatorfrequenzen (sowie die Trägerfrequenzen) für die Mischer und Modulatoren als auch eine Referenzfrequenz, aus der die einzelnen Oszillatorfrequenzen generiert werden, zur Verfügung. Die Referenzfrequenz wird vorzugsweise mittels eines VCXO (voltage controlled crystal oscillator, spannungsgesteuerter Kristall-Oszillator) -Referenzgenerators erzeugt, der sehr präzise nachstimmbar ist, um die benötigte Frequenzgenauigkeit mit der Auswertestation zu gewährleisten. Zur Spannungs/Frequenzumsetzung kann z. B. eine Kapazitätsdiode herangezogen werden.

Die elektrischen Signale der einzelnen Elementarsensoren (40a-i) werden durch die Vorverstärker (41a-i) verstärkt und gefiltert. Vorzugsweise sind die empfindlichen Eingangsverstärker (41a-i) zur Vermeidung von Übersteuerungen — z. B. infolge hochfrequenter Einstrahlung — mit Schutzvorrichtungen versehen, z. B. mit einer Zenerdiodenschaltung zur Signalbegrenzung (hier nicht dargestellt). Die verstärkten und gefilterten (geglätteten) Signale werden dann an einen schnellen Analogmultiplexer (42) angelegt, der von der Sensorsteuerungseinheit (33) angesteuert ist. Die Sensorsteuerungseinheit (33) erhält die Steuerbefehle von einer Speichereinheit (33a) oder direkt über Funk von der Auswertestation (1). Die Signale am Ausgang des Analog-Multiplexers (42) werden dann gegebenenfalls nochmals sensorselektiv von einem Verstärker (43) verstärkt und dann an den Analog/Digital-Wandler (44) angelegt. Die Codiereinheit (45) wandelt mittels der Identifikationseinheit (45a) die Analogsignale dann in den elektroden- oder sensorcharakteristischen, digitalen Code um. Die codierten Elektrodensignale sowie die Trainingssequenz (Testcode) der Trainingssequenzeinheit (46) werden dann an die Verschachtelungseinheit (47) angelegt (Der bereits angesprochene Equalizer (16) in der Empfangseinheit (5) der Auswertestation (1) verwendet die Trainingssequenz für die Entzerrung der Daten.) Die verschachtelten, codierten Sensordaten werden dann über den Burst-Multiplexer (48) an die TDMA-Rahmung angepaßt und zur Modulation in die (PSK)-Modulatoreinheit (49) eingespeist. Zur Verstärkung und Umsetzung auf die Trägerfrequenz werden die Signale über den NF-Verstärker (50) an die Mischereinheit (51) angelegt. Der abschließende Hochfrequenzverstärker (Leistungsverstärker) (52) mit Bandpässen verstärkt die Sendesignale und führt sie über die Sende/Empfangsweiche (36) der Antenne (36a) zu. Vorzugsweise steuert die Ablaufsteuerung (34a) den Hochfrequenzverstärker (52) an, um die geeignete Sendeleistung einzustellen.

Die Empfangseinheit (30), zum Empfang der Funk- und Steuerungsdaten der Auswertestation, beinhaltet den Hochfrequenzverstärker (55) mit abstimmbaren Bandpässen, den Mischer (56), den NF-Verstärker (57), den Demodulator (58) mit Equalizer (59), den Burst-De-multiplexer (60) (für die TDMA-Entrahmung), die Entschachtelungseinheit (61) sowie den Decodierer (62). Die verstärkten Digitalsignale werden dann z. B. an die Speichereinheit (33a) oder die Sensorsteuerungseinheit (33) weitergeleitet. Die Ablaufsteuerung (34a) in der Vermittlungssteuerungseinheit (34) steuert insbesondere

re die Ver-/Entschachtelungseinheiten (47, 61), die Burst(De-)Multiplexer (48, 60) sowie die entsprechenden Zwischenspeicher (nicht dargestellt) für die TDMA-Rahmung bzw. TDMA-Entrahmung.

Die Vermittlungssteuerungseinheit (34) wird durch die Auswertestation (1) überwacht und bekommt bei Abweichungen von Sollwerten (z. B. von Sendeleistung) Korrekturanweisungen. Insbesondere ist die Vermittlungssteuerungseinheit (34) auch für die Frequenz- und Taktsynchronisation der Frequenzerzeugungseinheit (35) verantwortlich. Vorzugsweise beinhalten die Vermittlungssteuerungseinheiten (7a, 34) oder die Ablaufsteuerung (7b, 34a) außerdem Synchronisationsstufen (nicht eingezeichnet), die zum einen den Eintreffpunkt der Bursts bestimmen und zum anderen eine Messung der Kanalverzerrung vornehmen um dem Equalizer die notwendige Information bereitzustellen. Diese Synchronisationsstufen können auch in den Empfängereinheiten (5, 30) angeordnet sein. Eine Frequenz- und Taktsynchronisation kann insbesondere über den Testcode der AS erfolgen.

Die Energieversorgungseinheit (37) der Elektroden wandelt das von der Auswertestation emittierte HF-Feld in die Versorgungsspannung um und speichert die überschüssige Energie in einem Akkumulator (Akku) (38).

Der Empfänger (5, 30) der Auswertestation (1) sowie die der Elektroden (2) können prinzipiell als Geradeempfänger, Überlagerungsempfänger und insbesondere als Synchron-, Quadraturempfänger und Superhet ausgebildet sein. Die in Abb. 1 in nur einem Kästchen dargestellten Verstärker-, Abstimm- und Selektionsmittel der jeweiligen Sende- und Empfangseinheiten können insbesondere auf mehrere Einheiten/Stufen aufgeteilt werden. Die einzelnen Verstärkerelemente in den Empfangseinheiten der Auswertestation (1) und/oder der Elektroden (2) werden durch eine Verstärkungskontrolleinheit (AGC = automatic gain controll) angesteuert und überwacht (nicht eingezeichnet). Die Sende- und Empfangseinheiten sind in der vorliegenden Schrift so definiert, daß sie die Modulations- bzw. Demodulationskomponenten beinhalten.

Für eine digitale Ausführung der Empfängereinheiten (5, 30) erfolgt die Umsetzung der Empfangssignale in digitale Signale bei Zwischenfrequenzen ($\ll 100$ MHz) oder im Basisband. Dazu sind entweder in den Misch- (13, 56) oder den Demodulatoreinheiten (15, 58) Digital/Analog-Wandler integriert. Analoges gilt für die Sendeeinheiten (6 und 31). Die Steuerung der Elektroden- und der Auswertestation erfolgt dann durch digitale Mikroprozessoren. Für die monolithische Integration des ganzen Empfängers bietet speziell der Homodynempfänger Vorteile, weil hier die Selektion in das Basisband verlegt ist.

Abb. 2a und 2b zeigen zwei typische Ausführungsbeispiele für die Gestaltung der Elektroden im Maßstab von etwa 2 : 1. Ohne Einschränkung des erfinderischen Grundgedankens sind die einzelnen elektronischen Komponenten der Elektroden, d. h. die Elementarsensoren, Sensorsteuerungs-, Sende/Empfangs-, Vermittlungssteuerungseinheit, etc. in einem einzigen Halbleiterchip integriert.

Die Antenne (36a) ist bei den Elektroden als Spiralantenne ausgeführt und in der flexiblen Elektrodenumhüllung (71) angeordnet. Vorzugsweise ist die Spiralantenne mit zwei oder vier Armen realisiert; hier ist zur besseren Übersicht nur ein Arm dargestellt. Da die Abstrahlung in Körperrichtung, das heißt eine beidseitige

Abstrahlung, unerwünscht ist, ist zwischen Antenne und der hautzugewandten Elektrodenumhüllung — vorzugsweise im Abstand $\lambda/4$ (λ = Wellenlänge) — ein ebener Reflektor angebracht (hier nicht eingezeichnet).

5 Dies verbessert die Abstrahlung in die gewünschte Senderichtung, ist jedoch mit einer Verringerung der Bandbreite verbunden. Eine weitere Möglichkeit besteht in der Projektion der ebenen Spiralantenne auf die Oberfläche des Elektrodenkegels (konische Spiralantenne).

10 Die Elektroden werden vorzugsweise mittels austauschbarer doppelseitiger Klebebänder oder Kleberinge auf der Hautoberfläche befestigt.

Einige Elektrodenausführungen können prinzipiell auch in eng am Körper anliegenden Materialien, wie z. B. Armreifen, Kleidungsstücken oder gegebenenfalls Matratzen, angeordnet sein. Wesentlich ist nur, daß die Sensoren ausreichend nahen Kontakt zum Körper aufweisen.

Abb. 2a zeigt eine mögliche Anordnung der einzelnen Halbleiterelemente, wie Elementarsensoren (40a bis 40i), der Sensoreinheit (32), einer Auswerteeinheit (74), der Sensorsteuerungs- (33), der Vermittlungssteuerungs- (34), der Frequenzerzeugungs- (35) sowie der Sende/Empfangs- (30, 31) und Energieversorgungseinheit (37), des Elektrodenchips (70).

In Abb. 2b ist eine Elektrode (2), mit der unter anderem auch EKG- und EEG-Messungen durchgeführt werden können dargestellt. Zur Ableitung der Aktionsspannungen sind in der Elektrode (2) zwei Elektrodenpins (76) angeordnet (vorzugsweise beschichtet mit Silber, Gold oder Sintermaterial), die über abgeschirmte Leitungen (77) die Aktions-Potentiale an den Eingang eines Meßverstärker (78) — siehe genauer dazu Abb. 7 — anlegen. Zur Erzeugung eines guten Hautkontakts sind die Elektrodenpins idealerweise rückwärtig mit mechanischen Federn (79) versehen. Zur Verhinderung von Feuchtigkeitsbrücken auf der Hautauflage-seite sind die Elektrodenpins mit einer speziellen Isolierschicht (89) umrahmt. Zusätzlich sind im Elektrodenchip (70) eine Vielzahl weiterer Sensoren, wie Temperatur- (80), Hautfeuchtigkeit- (81), Bewegungssensor (82), Sauerstoffsättigungssensor (83), etc., angeordnet. Der Elektrodenchip (70) ist dabei mittels Zweischichttechnik realisiert, d. h. die Elementarsensoren (40a bis 40i) sind auf der hautzugewandten Seite des Chips angeordnet und z. B. die Sensorsteuerungseinheit (33), Sende/Empfangs- (30, 31) und Frequenzerzeugungseinheit (35), etc. auf der Rückseite. Der Akkumulator (38) (zur Energiespeicherung) ist bei dieser Ausführungsform oberhalb des Elektrodenchips (70) angeordnet.

Für Kombinationen von Sensoren in einer Elektrode kommen diverse Möglichkeiten in Frage, wie anhand Abb. 3 für diverse Elektrodenanordnungen veranschaulicht ist:

55 Die Elektrode/en im Brustbereich (2a) umfassen EKG-Sensoren mit 2 bis 4 Abgriffspunkten für die Aktionsspannungen (je nach Anzahl der Elektroden). Die Elektroden sind dabei je nach Anzahl der Abgriffspunkte z. B. oval oder kleeblatt-förmig gestaltet. Bei der Überwachung oder beim Monitoring von Säuglingen ist hierfür eine Elektrode ausreichend. Sinnvollerweise umfaßt die Elektrode zudem zur Kontrolle einen Impedanzsensor zur Messung des Übergangswiderstands zwischen Elektrode und Haut. Der Übergangswiderstand ist wichtig für die Qualität der Signale und sollte Werte kleiner 5—10 k Ω aufweisen. Zusätzlich wird der Übergangswiderstand zwischen den einzelnen Elektrodenpins einer Elektrode geprüft um einen möglichen

Kurzschluß (z. B. durch zu hohe Hautfeuchtigkeit oder Kochsalzbrücke) auszuschließen — der Widerstand sollte, abhängig vom Abstand der Elektrodenpins, nicht wesentlich kleiner als ca. 500 Ω sein. Vorzugsweise überprüft die Auswertestation ständig, ob diese Kontrollmeßwerte die vorgegebenen Ober- und Untergrenzen nicht über bzw. unterschreiten, insbesondere zur Vermeidung von Fehlalarmen. Außerdem ist in der Elektrode vorzugsweise ein Beschleunigungssensor angeordnet, der zum einen ebenfalls die Herz-
 5 tätigkeit messen kann und zudem als Referenzmessung für die Atmung dient. Weitere sinnvolle Möglichkeiten bestehen in der Integration eines Lagesensors, eines Temperatursensors sowie einem Referenzsensor für die Feuchtigkeitsmessung.

Die Elektrode am Bauch (2b) beinhaltet einen Sensor zur Überwachung der Atmung (z. B. einen Beschleunigungssensor). Durch den Vergleich mit den Daten der Referenzsensoren (angeordnet z. B. bei 2a, 2e und/oder 2f) kann der Einfluß von Ganzkörperbewegungen, z. B. durch Erschütterungen im Kinderwagen oder beim Au-
 20 tofahren, kompensiert bzw. eliminiert werden.

Die Kopfelektrode/en (2c) — ähnlich in der Form wie die EKG-Elektroden gestaltet — beinhalten die EEG-Sensoren, die ebenfalls 2 bis 4 Abgriffspunkte für die Spannungswerte umfassen. Bei der Überwachung oder beim Monitoring von Säuglingen ist hierfür eine kleine Elektrode mit zwei Abgriffpunkten ausreichend. Aufgrund der kleinen EEG-Signale (ca. Faktor 1000 kleiner als die EKG-Signale) umfassen die Kopfelektroden zur
 25 Kontrolle ebenfalls Impedanzsensoren zur Messung des Übergangswiderstands. Zusätzlich kann z. B. auch ein Feuchtigkeitssensor zwischen den einzelnen Elektrodenpins der EEG-Ableitung angeordnet sein, um so einen Kurzschluß bzw. eine Datenverfälschung aufgrund zu hoher Feuchtigkeit festzustellen. Diese Vorgehensweise ist natürlich auch bei der EKG-Ableitung möglich.

Eine weitere Möglichkeit zur Atmungskontrolle besteht in der Anordnung einer Elektrode im Gesichtsbereich (2d), insbesondere zwischen Mund und Nase. Die Atmung kann bei dieser Elektrodenanordnung über einen Temperaturfühler gemessen werden. Eine Alternative besteht darin, die Konzentration des ausströmenden CO_2 -Gehalts (prinzipiell auch des O_2 -Gehalts) über einen Gassensor zu überwachen. Außerdem kann die
 45 Atemtätigkeit auch mittels eines Feuchtigkeitssensors durch eine Messung der Luftfeuchtigkeit erfolgen. Bei allen drei Verfahren kommt eine Atmungstätigkeit in Oszillationen der Umgebungstemperatur, des CO_2 -Gehalts und der Luftfeuchtigkeit in unmittelbarer Nähe von Nase und Mund zum Ausdruck.

Die Elektrode in der Handfläche (2e) — die prinzipiell auch an der Fußsohle angebracht werden kann — beinhaltet einen Spannungssensor (vorzugsweise einen Meßverstärker), einen Kapazitätssensor (Kapazitätsdiode) oder einen elektrokalendarischen Sensor (Oberflächenladung bewirkt Temperaturänderung) zur Messung der elektrodermalen Aktivitäten bzw. des SSR. Es hat sich in jüngster Zeit herausgestellt, daß bei Säuglingen in Situationen, die für den Körper Streß bedeuten, einfach zu erfassende elektrische Hautphänomene auftreten. Diese Phänomene sind aus der Lügendetektor-
 60 technik bekannt. Die Messung dieser Potentiale ermöglicht neue Möglichkeiten zu unterscheiden, welche Ereignisse (z. B. Atempausen, Verlangsamung der Herzfrequenz) für den Organismus bedeutungslos sind und welche als bedrohlich eingeschätzt werden müssen. Es zeigt sich, daß diese Signale an Handflächen und Fuß-

sohlen besonders ausgeprägt sind und somit dort am besten registriert werden können. Zudem beinhaltet die Elektrode einen Feuchtigkeitssensor zur Messung der Hautfeuchtigkeit (Schwitzen), da man festgestellt hat,
 5 daß es parallel zum SSR in Streßsituationen zu einer Schweißsekretion an Handflächen und Fußsohlen kommt. Ferner kann in der Elektrode ein Referenzsensor für die Atmung angeordnet sein.

Die Elektrode (2f) ist vorzugsweise als Fingerklipp (siehe Abb. 4) ausgeführt — prinzipiell kann dieser auch an Zehen des Fußes oder auf dem Nasenrücken angebracht werden. Sie beinhaltet einen Sensor zur Messung der Sauerstoffsättigung im Blut (Pulsoximetrie). Die Pulsoximetrie erfolgt dabei entweder mittels Transmissionsmessung oder Reflexionsmessung mit optischen Wellenlängen zwischen 660 nm und 940 nm. Die Bestimmung der Sauerstoffsättigung im Blut basiert auf der spektralen Absorption von spezifischen Wellenlängen im Rotlicht- und Ferninfrarot-Bereich von Hämoglobin und Oxyhämoglobin wenn diese Strahlung Haut, Muskeln und Gewebe durchdringt. Für diese Messungen wird mittels einer emittierenden Diode (z. B. Ga(Al,P)As- und In(Ga)P-LEDs) (85) Licht- oder IR-Licht (88) abgestrahlt, was die durchbluteten Körperpartien durchdringt und dann von einem sensitiven Detektor (z. B. GaAs-Diode) (86) registriert ist. Bei den empfindlicheren Transmissionsmessungen sind Emitter und Detektor in separaten, etwa gegenüberliegenden Einheiten (wie beim vorliegenden Ausführungsbeispiel) angeordnet. Pulsoximetrie mittels Reflexionsmessungen können prinzipiell an allen (geeignet durchbluteten) Körperpartien — z. B. auch im Brust-Bereich — durchgeführt werden, wobei Emitter und Detektor im gleichen Chip integrierbar sind. Da Pulsoximetriemessungen anfallig auf Bewegungen reagieren, ist vorzugsweise ein Beschleunigungssensor (87) im Fingerklipp integriert. Mit der Messung der Sauerstoffsättigung kann unter anderem auch der Puls überwacht werden, wie anhand der Kurve (K) im Ausschnitt der Abb. 4 veranschaulicht.

Die Elektrode bei (2g) ist als Armband ausgeführt, vorzugsweise aus elastischem, flexiblen Material. Speziell zur Überwachung von Säuglingen kann dieses Armband ständig anbelassen werden, da es nicht störend ist. Mit diesem Armband läßt sich der Puls abgreifen, z. B. über Druck-Sensoren, und somit die Herz-
 45 tätigkeit überwachen. Eine Kombination bietet sich speziell mit Temperatur-, Feuchtigkeitssensoren bzw. IS-FETs (Schwitzen) sowie Beschleunigungssensoren an.

Die Elektrode (2h), in Abb. 5 genauer dargestellt, dient zur Überwachung des transkutanen Sauerstoff- (tcpO_2) und Kohlendioxidgehalts (tcpCO_2) im Blut. Diese Messungen, die insbesondere bei Neugeborenen sinnvoll sind, bieten kontinuierliche Informationen über die Fähigkeit des Körpers dem Gewebe Sauerstoff zuzuführen und Kohlendioxid über das kardiopulmonale System abzuführen. Der transkutane pO_2 -Wert erlaubt Rückschlüsse auf die arterielle Sauerstoffkonzentration und mögliche Änderungen des Herzminutenvolumens. tcpO_2 - und tcpCO_2 -Messungen basieren auf der Tatsache, daß eine Erhöhung der Hauttemperatur (vorzugsweise Temperaturen zwischen 38°C und 45°C) eine Steigerung der Hautdurchblutung und des Sauerstoff- und Kohlendioxidpartialdrucks bewirkt und die Haut für die Gasdiffusion durchlässig macht.

Die einzelnen Sensoren, Sende-, Empfangseinheiten, etc. der Elektrode sind im vorliegenden Ausführungsbeispiel nicht in einem Chip integriert. Zur Erwärmung

bestimmter Hautpartien ist auf der hautzugewandten Seite der Elektrode ein Heizelement (z. B. ein Heiz-Widerstand) oder vorzugsweise (zur Vermeidung von Verbrennungen bei Langzeitanwendungen) ein Wärmestrahler (90) (z. B. eine IR-Diode) angeordnet. Ein entsprechender Temperatur- bzw. Strahlungssensor (z. B. pyroelektrischer Sensor) (91) sowie eine Regelungseinheit (92) dient zur Temperaturregelung. Ein Sauerstoff-(93) sowie ein Kohlendioxidssensor (94) bestimmen dann die durch die Haut diffundierten Gaskonzentrationen (95). Die Elektrode (2h) ist derart gestaltet, daß die O₂- und CO₂-Moleküle direkt an den Gassensoren (93, 94) vorbeiströmen. Die Elektrode ist vorzugsweise oben geöffnet, da auf diese Weise eine Feuchtigkeitsbildung zwischen Haut und Elektrode leichter vermieden werden kann. Zur Erhöhung der Empfindlichkeit und zum Schutz der Sensoren kann die Elektrode oben und/oder unten durch eine gasdurchlässige Membran abgeschlossen werden (hier nicht dargestellt).

Eine weitere Überwachung der Atmung bietet die Elektrode (2i), die in der Nähe der Luftröhre angeordnet ist. Hierbei wird über ein miniaturisiertes Mikrophon das Atmungsströmungsgeräusch aufgezeichnet und derart der Luftstrom überwacht. Das Mikrophon kann auf vielfältige Weisen realisiert sein, vorzugsweise als Kondensator-Mikrophon oder piezoelektrisches Mikrophon. Diese Elektrode (2i) ist vorzugsweise mit der Elektroden (2b) zur Überwachung der Zwerghellbewegung kombiniert. Derart läßt sich unterscheiden, ob eine zentrale Apnoe (keine Zwerghellbewegung, kein Luftstrom) — die vom Atemzentrum im Hirnstamm ausgeht — oder eine obstruktive Apnoe (Verlegungsapnoe, Zwerghellbewegung, kein Luftstrom) vorliegt.

Zur Kontrolle sowie zur Vermeidung von Fehlalarmen können die einzelnen Elektroden mit zusätzlichen Kontrollsensoren, z. B. Abstandssensoren, die die Entfernung Elektrode-Haut überwachen, ausgestattet sein.

Bei Säuglingen ist die Fingerklip- (2f) und Handflächelektrode (2e) idealerweise in einer Elektrode zusammengefaßt. Die Messung erfolgt hierbei dann vorzugsweise quer über die Handfläche, wie in Abb. 6 dargestellt.

Zur Messung von Potentialdifferenzen kann im Prinzip ein einzelner Operationsverstärker eingesetzt werden. Da jedoch die zu messenden Potentiale im Normalfall einen relativ hohen Innenwiderstand aufweisen, ist es sinnvoller, diese Potentiale nicht direkt an den Eingangswiderstand des Subtrahierers zu legen. Durch den Einsatz von Impedanzwandlern (Spannungsfolgern) wird die Funktionsweise des Subtrahierers unabhängig von den Innenwiderständen der Meßpotentiale. Abb. 7a zeigt ein derartiges Ausführungsbeispiel für eine Operationsverstärkerschaltung (mit Eingangsschutzschaltung (99)) zur Differenzbildung, Vorverstärkung und Filterung. Prinzipiell können vor dem Instrumenten- bzw. Meßverstärker (104) auch Hochpaßfilter bzw. Bandpaßfilter zur Unterdrückung der Gleichspannungsanteile angeordnet werden.

Die einzelnen EEG- oder EKG-Signale der Elektrodenpins werden über die nichtinvertierenden Eingänge der Operationsverstärker bzw. Impedanzwandler (100 und 101) dem Operationsverstärker (102) zugeführt und verstärkt. Eine höhere Gleichtaktunterdrückung ist durch eine teilweise Verlagerung der Spannungsverstärkung in die Impedanzwandler erreicht. Der Vorteil dieser Schaltung besteht darin, daß man durch Variation eines einzigen Widerstandes (103) die Differenzverstärkung einstellen kann. Bei dem Elektrometerverstärker

(104) läßt sich gegebenenfalls ein Operationsverstärker einsparen, wenn man auf die Symmetrie der Schaltung verzichtet.

Zur Gleichspannungstrennung sowie zur Unterdrückung niederfrequenter Störungen (< 10 Hz, z. B. infolge von Körperbewegungen) werden die verstärkten Signale dann an den Operationsverstärker (105), der als Hochpaßfilter erster Ordnung mit Impedanzwandlung verschaltet ist, angelegt.

Die Komponente (106) stellt ein aktives Tiefpaßfilter mit Einfachmitkopplung dar, mit dem die hochfrequenten redundanten Störanteile des Meßsignals (z. B. infolge von Störeinstreuungen) herausgefiltert werden. Die verstärkte und gefilterte Spannung kann abschließend zwischen den Potentialpunkten (120) und (121) abgegriffen werden. Das Bezugspotential (121) liegt dabei auf der Batterie-/Akkumasse (gekennzeichnet durch die "—" -Symbole) bzw. der Masse der Energieversorgungseinheit.

Bei weit auseinanderliegenden Elektrodenpins oder bei galvanischen Verbindungen zwischen den Elektroden sind die hochohmigen Eingangsleitungen (110, 111) zur Vermeidung von kapazitiven Störeinstreuungen abgeschirmt (112). Das vorliegende Ausführungsbeispiel beinhaltet dafür einen Operationsverstärker (113) in Addiererschaltung (zur Mittelwertbildung der abgegriffenen Signale), an den die beiden Ausgänge der Operationsverstärker (100 und 101) über je einen Widerstand angeschlossen sind. Da die Summenbildung am Operationsverstärker (113) invertierend ist, ist ein weiterer Operationsverstärker (114) nachgeschaltet, über den die gemittelten Signale der Kabelabschirmung (112) zugeführt werden.

Bei der Verwendung von 3 und mehr Elektrodenpins in einer Elektrode kommen weitere Impedanzwandler, Operationsverstärker sowie Hoch- und Tiefpässe zum Einsatz. Der Anschluß (110) kann dann zum Beispiel als Referenzbezugspunkt verwendet werden. Eine Alternative besteht darin, daß ein Analog-Multiplexer (angeordnet z. B. zwischen den einzelnen Impedanzwandlern (100, 101, ...) und dem Differenzoperationsverstärker (102)) der Reihe nach die einzelnen Bio-Potentiale abgreift.

Das Modul in Abbildung (104) kann auch durch die in Abb. 7b dargestellte Schaltung ersetzt werden. Der Vorteil dieser Schaltung im Vergleich zu den Operationsverstärker-Subtrahierern besteht darin, daß die Höhe der Gleichtaktunterdrückung hier nicht von der Paarungstoleranz der einzelnen Spannungsteilern abhängig ist. Aus diesem Grund läßt sich die Schaltung ganz als monolithisch integrierte Schaltung herstellen, während sonst die kritischen Widerstände in Dünnschichttechnik separat realisiert werden müssen. Die Symbole (+) und (−) stehen dabei für Versorgungsspannungen, (125) für eine Konstantstromquelle.

Patentansprüche

1. Medizinische Vorrichtung zur Überwachung und Diagnose, wobei die Vorrichtung eine Auswertestation und mindestens eine Elektrode beinhaltet, wobei die Auswertestation

- eine oder mehrere Empfangseinheiten mit mindestens einer Demodulatoreinheit,
- eine oder mehrere Antennen und/oder mindestens einen elektromagnetischen Detektor,
- eine Auswerteeinheit sowie
- eine oder mehrere Stromversorgungsein-

- heiten umfaßt und die Elektrode
- eine Sendeeinheit mit mindestens einer Modulatoreinheit,
 - eine oder mehrere Antennen und/oder mindestens einen elektromagnetischen Emitter, 5
 - mindestens eine Analog/Digital-Wandlereinheit
 - eine oder mehrere Energieversorgungseinheiten,
 - mindestens einen Halbleitersensor, 10
 - eine Frequenzerzeugungs- und/oder eine Takterzeugungseinheit beinhaltet, wobei eine oder mehrere Elektroden zumindest temporär Sensordaten mittels elektromagnetischer Signale an die Auswertestation übertragen und 15 wobei die Übertragung digital erfolgt.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation eine oder mehrere Decodierereinheiten beinhaltet und mindestens eine Elektrode mit mindestens einer Codierereinheit ausgestattet ist. 20
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation zusätzlich mindestens eine Sendeeinheit mit mindestens einer Modulatoreinheit sowie eine Frequenzerzeugungs- und/oder eine Takterzeugungseinheit umfaßt, und daß mindestens eine Elektrode eine Empfangseinheit mit mindestens einer Demodulatoreinheit beinhaltet. 25
4. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation eine oder mehrere Codierereinheiten beinhaltet und mindestens eine Elektrode mit mindestens einer Decodierereinheit ausgestattet ist. 30 35
5. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation mindestens eine Demultiplexereinheit umfaßt, und daß mindestens eine Elektrode mit mindestens einer Multiplexereinheit ausgestattet ist. 40
6. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation mindestens einen Multiplexer und daß eine oder mehrere Elektroden mindestens einen Demultiplexer beinhalten. 45
7. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation mindestens eine Speichereinheit und/oder mindestens eine Displayeinheit und/oder eine oder mehrere Alarmeinheiten besitzen. 50
8. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die elektromagnetischen Detektoren und/oder Emitter der Auswertestation und/oder der Elektroden als Halbleiterdioden ausgeführt sind. 55
9. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation und/oder mindestens eine Elektrode eine Vermittlungssteuerungseinheit umfaßt. 60
10. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation eine Synchronisationseinheit beinhaltet und daß die Synchronisationseinheit die Referenzfrequenzen und/oder Oszillatorfrequenzen und/oder Trägerfrequenzen und/oder den Takt und/oder die Phase und/oder die Zeitrahmen von mindestens einer Elektrode synchronisiert. 65

11. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation eine Stauseinheit beinhaltet, die die Wahl der anzusprechenden Elektroden ermöglicht und/oder selbständig erkennt, welche Elektroden bei Beginn der Diagnose oder Überwachung am Körper angeschlossen und/oder richtig angeschlossen sind.
12. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation und/oder mindestens eine Elektrode eine Fehlerdiagnose- und/oder -Korrekturereinheit beinhaltet.
13. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation und/oder mindestens eine Elektrode eine oder mehrere Kontrolleinheiten beinhaltet.
14. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation und/oder mindestens eine Elektrode eine oder mehrere Schutzeinrichtungen beinhaltet.
15. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation eine Regelungseinheit beinhaltet, die die abgestrahlte Sendeleistung der zu übertragenden Signale der Elektroden und/oder der Auswertestation immer auf den geeigneten oder minimalen Wert einstellt, welcher gerade notwendig ist, um die Schaltung und/oder den Sender der Elektroden noch geeignet zu betreiben, und daß gegebenenfalls, bei zu hoher benötigter Sendeleistung der Elektroden und/oder der Auswertestation, die entsprechende/n Elektrode/en keine Signale mehr an die Auswertestation übermittelt/en und/oder von der Auswertestation übermittelt bekommt/en.
16. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Sender und/oder Empfänger der Elektroden und/oder der Auswertestation einen oder mehrere Mischer beinhalten.
17. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation eine Regelungseinheit für die Sendeleistung umfaßt.
18. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation über das Stromnetz und/oder über einen oder mehrere Akkumulatoren versorgt ist.
19. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation und/oder mindestens eine Elektrode eine Eicheinheit beinhaltet.
20. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation eine Verschachtelungseinheit und/oder eine Entschachtelungseinheit und mindestens eine Elektrode eine Entschachtelungseinheit und/oder eine Verschachtelungseinheit aufweist.
21. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß die elektronischen Einheiten der Auswertestation und/oder der Elektroden zumindest teilweise in digitaler Schaltungstechnik realisiert sind.
22. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß kriti-

sche oder wesentliche Komponenten der Auswertestation und/oder der Elektroden dupliziert oder mehrfach ausgeführt sind.

23. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Elektrode an der Hautoberfläche angebracht ist. 5

24. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß in mindestens einer Elektrode eine Auswerteeinheit und/oder eine Speichereinheit angeordnet ist. 10

25. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß in mindestens einer Elektrode eine Sensorsteuereinheit angeordnet ist. 15

26. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß in mindestens einer Elektrode eine Trainingssequenzeinheit zur Erzeugung eines Testcodes und in der Auswertestation ein Equalizer vorhanden ist und/oder umgekehrt. 20

27. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 26, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Elektrode als Referenzelektrode dient und/oder ein oder mehrere Referenzsensorelemente beinhaltet. 25

28. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß die Energieversorgung der Elektroden durch ein von der Auswertestation emittiertes Hochfrequenzfeld erfolgt und/oder daß mindestens eine Elektrode einen oder mehrere Akkumulatoren und/oder mindestens eine Batterie beinhaltet. 30

29. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 28, dadurch gekennzeichnet, daß die Antenne der Elektrode zumindest teilweise oder vollständig in der Elektrodenumhüllung angeordnet ist. 35

30. Vorrichtung nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen der Antenne und der hautzugewandten Seite der Elektrodenumhüllung ein Reflektor angeordnet ist. 40

31. Vorrichtung nach Anspruch 29 oder 30, dadurch gekennzeichnet, daß die Antenne der Elektrode als Spiralantenne und/oder Wendelantenne und/oder Streifenantenne und/oder Dipolantenne und/oder logarithmischperiodische Antenne und/oder dielektrische Antenne und/oder Streifenleitungs- und/oder Reflektorantenne ausgeführt ist. 45

32. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 29 bis 31, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Elektrode über nur eine Antenne verfügt, und daß die Antenne zur Aufnahme der Hochfrequenzenergie für die Energieversorgung und/oder zum Empfang von Daten der Auswertestation und/oder zur Übertragung von Daten an die Auswertestation dient. 50

33. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 32, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Elektroden eine Abschalteeinheit beinhaltet und daß die Abschalteeinheit von der Auswertestation und/oder von Sensoren aktiviert oder deaktiviert ist. 55

34. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 33, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Elektrode eine Identifikationseinheit zur Übermittlung eines Identifikationscodes beinhaltet. 60

35. Vorrichtung nach Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, daß die Identifikationseinheit der Elektrode programmierbar ist.

36. Vorrichtung nach Anspruch 34 oder 35, dadurch gekennzeichnet, daß die Identifikationseinheit der Elektroden durch einen von der Auswertestation übertragenen Code programmierbar ist.

37. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 34 bis 36, dadurch gekennzeichnet, daß der Identifikationscode aus einem Patienten- (für einen Elektrodensatz) und/oder einem Elektroden- und/oder einem Sensor-Code besteht.

38. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 37, dadurch gekennzeichnet, daß in den Elektroden ein Referenzelement angeordnet ist, welches zur Bestimmung der geeigneten Sende- und/oder Hochfrequenzleistung dient.

39. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 38, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrode zur Fehlererkennung einen oder mehrere Kontrollsensoren beinhaltet.

40. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 39, dadurch gekennzeichnet, daß die einzelnen elektronischen Komponenten der Elektroden in einem einzigen Halbleiterchip (Elektrodenchip) integriert sind.

41. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 40, dadurch gekennzeichnet, daß die Sende- und/oder Empfangsantennen der Elektroden im Elektrodenchip angeordnet ist/sind.

42. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 41, dadurch gekennzeichnet, daß an mindestens zwei Elektroden ein oder mehrere Anschlüsse für eine galvanische Verbindung vorgesehen ist.

43. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 42, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens ein Halbleitersensor auf dem Feldeffekt- und/oder Bipolartransistor- und/oder Dioden- und/oder Kondensator-Prinzip basiert.

44. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 43, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Elektrode einen AOW-Sensor beinhaltet.

45. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 44, dadurch gekennzeichnet, daß die Halbleitersensoren und/oder die integrierten Schaltungen mittels Halbleitertechnik und/oder Dünnschichttechnik und/oder Dickschichttechnik hergestellt sind.

46. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 45, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden ionensensitive und/oder Beschleunigungs- und/oder Druck- und/oder Spannungs- und/oder Impedanz- und/oder Strom- und/oder Magnetfeld- und/oder Temperatur- und/oder Lage- und/oder Strahlungssensoren beinhalten.

47. Vorrichtung nach Anspruch 39, dadurch gekennzeichnet, daß als Kontrollsensoren Temperatursensoren und/oder Impedanzsensoren und/oder Abstandssensoren und/oder Feuchtigkeitssensoren und/oder Referenzsensoren herangezogen sind.

48. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 47, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Elektrode einen oder mehrere Operationsverstärker und/oder mindestens einen Meßverstärker zur Messung von Spannungen und/oder Strömen und/oder Impedanzen beinhaltet.

49. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 48, dadurch gekennzeichnet, daß in mindestens einer Elektrode zwei oder mehrere Elektrodenpins bzw. Abgriffpunkte zur Messung der Bio-Potentiale (Spannungen, Ströme) integriert sind. 5

50. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 49, zur Messung des O₂-Gehalts und/oder CO₂-Gehalts im Blut, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrode mindestens eine Licht- oder IR-Licht-ermittierende Diode beinhaltet, die in durchblutetes Gewebe abstrahlt, sowie einen oder mehrere strahlungsempfindliche Detektoren umfaßt, der/die die vom Blut transmittierte oder reflektierte Strahlung nachweist/en. 10 15

51. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 50, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrode einen oder mehrere Impedanzsensoren und/oder mindestens einen ISFET zur Feuchtigkeitsmessung beinhaltet. 20

52. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 51, zur Kontrolle der Atmung, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens zwei Elektroden mit einem oder mehreren Beschleunigungssensoren und/oder Abstandssensoren ausgerüstet sind, wobei mindestens eine Elektrode im Bauchbereich und eine oder mehrere Elektroden außerhalb des Bauchbereichs angeordnet ist, die als Referenzelektrode/en dient/en. 25

53. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 52, zur Kontrolle der Atmung, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Elektrode einen oder mehrere Temperatur- und/oder Gas- und/oder Luftfeuchtigkeitssensoren beinhaltet, und daß die Elektrode in der Nähe der Nase und/oder des Mundes angebracht ist. 30 35

54. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 53, zur Kontrolle der Atmung, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Elektrode ein oder mehrere miniaturisierter Mikrophone beinhaltet, daß die Elektrode die Atemgeräusche aufzeichnet und in der Nähe des Kehlkopfes oder der Luftröhre angeordnet ist. 40

55. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 54, zur Temperaturmessung dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden Dünnschicht- und/oder Dickschichtwiderstände und/oder Kaltleiter und/oder Heißeiter und/oder Dioden und/oder Bipolartransistoren und/oder Thermistoren beinhaltet. 45 50

56. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 55, zur Lage- oder Positionsmessung dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Elektrode Magnetfeldsensoren und/oder Neigungssensoren und/oder mikromechanischer Sensoren beinhaltet. 55

57. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 56, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertestation mit mindestens einer weiteren Auswertestation und/oder mit einem oder mehreren Computern vernetzt ist. 60

58. Verfahren unter Verwendung der Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 57, dadurch gekennzeichnet, daß die Übertragung der Signaldaten der Elektroden und/oder der Steuerungsdaten elektromagnetisch oder akustisch erfolgt. 65

59. Verfahren nach Anspruch 58, dadurch gekenn-

zeichnet, daß die Datenübertragung mittels modulierter Sinusschwingungen oder Pulse erfolgt.

60. Verfahren nach Anspruch 58 oder 59, dadurch gekennzeichnet, daß der Datentransfer zwischen der Auswertestation und der/den Elektroden im Simplex- oder Halb-Doublex- oder Voll-Doublex-Betrieb erfolgt.

61. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 58 bis 60, dadurch gekennzeichnet, daß die Datenübertragung nach dem ASK- und/oder PSK- und/oder FSK-Verfahren erfolgt.

62. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 58 bis 61, dadurch gekennzeichnet, daß die Datenübertragung nach dem PCM- und/oder DM-Verfahren verläuft.

63. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 58 bis 62, dadurch gekennzeichnet, daß die Hochfrequenzübertragung zur Energieversorgung und/oder die Datenübertragung der Elektroden und/oder die Datenübertragung der Auswertestation auf unterschiedlichen Frequenzen erfolgt.

64. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 58 bis 63, dadurch gekennzeichnet, daß beim Kanalzugriff zufallsorientierte Verfahren wie ALOHA- oder CSMA- (carrier sense multiple access) oder CSMA-CD- (CSMA with collision detection) Verfahren zum Einsatz kommen.

65. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 58 bis 64, dadurch gekennzeichnet, daß beim Kanalzugriff Reservierungsverfahren wie TDMA- (time division multiple access) und/oder FDMA- (frequency division MA) und/oder CDMA- (code division MA) und/oder Raummultiplex-Verfahren und/oder prioritätsorientierte Verfahren zum Einsatz kommen.

66. Verfahren nach Anspruch 65, dadurch gekennzeichnet, daß beim CDMA-Verfahren das "Frequency Hopping" oder die "Direct-Sequenz-Codierung" verwendet wird.

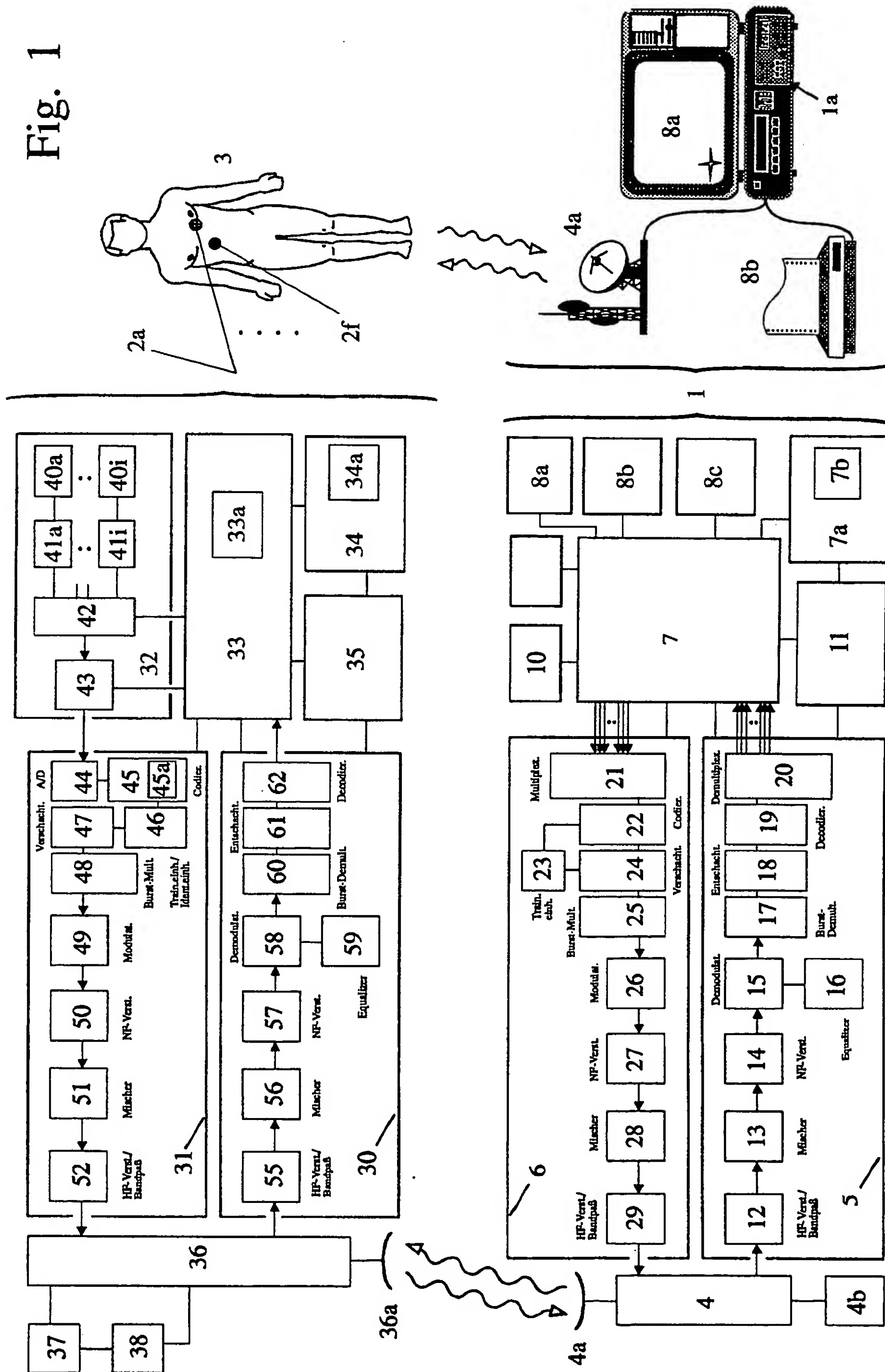
67. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 58 bis 66, dadurch gekennzeichnet, daß zur Datenübertragung daß HDLC-Verfahren verwendet wird.

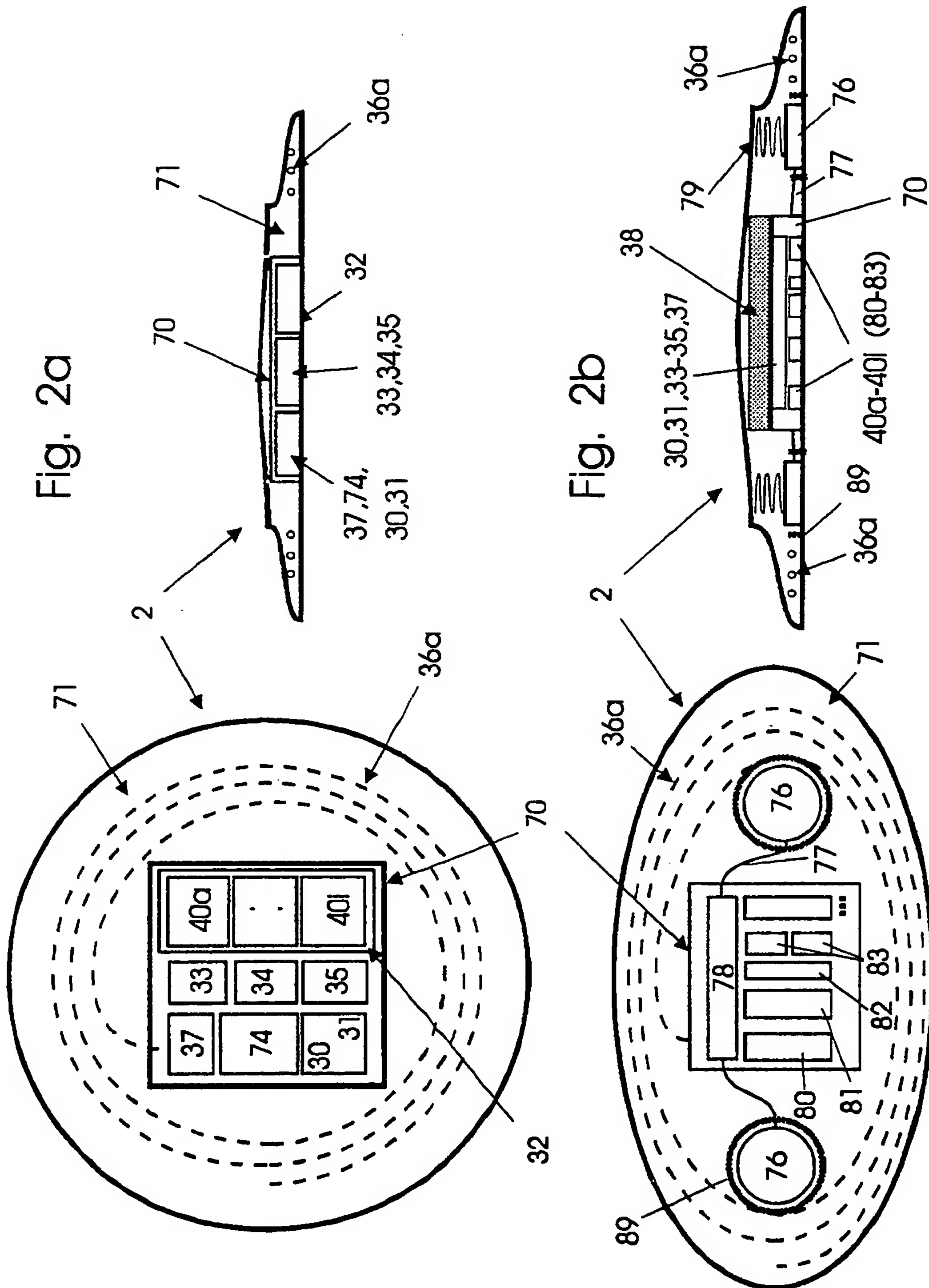
68. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 58 bis 67, dadurch gekennzeichnet, daß die Datenübertragung mittels Pakete erfolgt, wobei die Pakete Start- und Stopbits und/oder Synchronisationsbits und/oder Nutzinformation und/oder einen Testcode und/oder Senderadresse und/oder Empfängeradresse beinhalten.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

Fig. 1





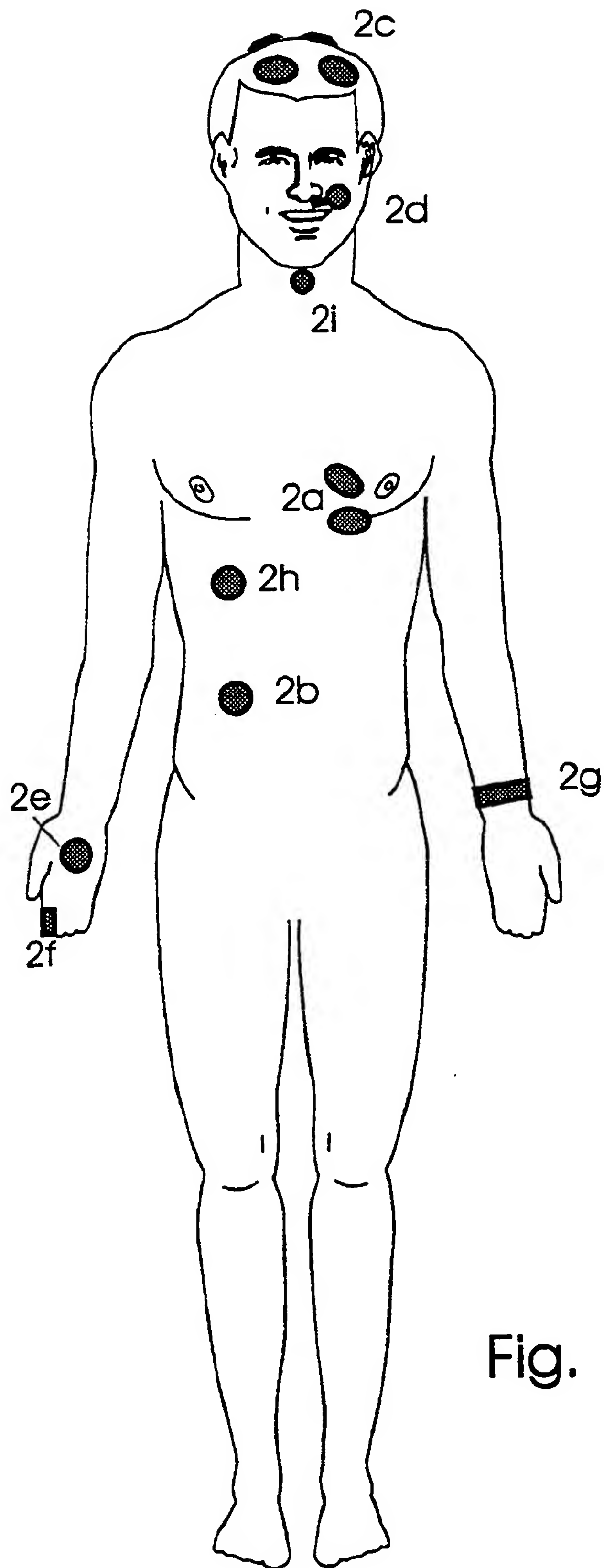


Fig. 3

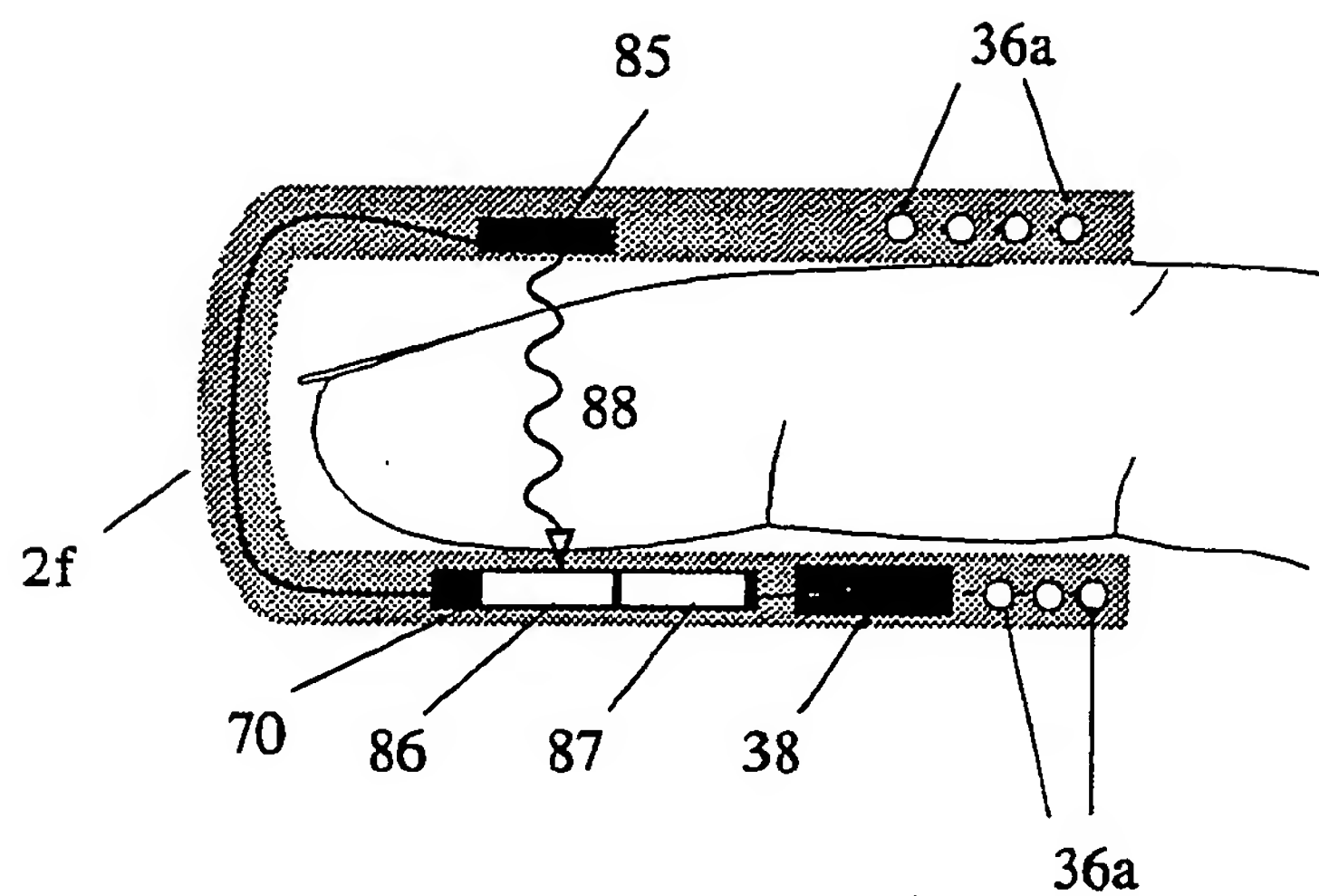


Fig. 4

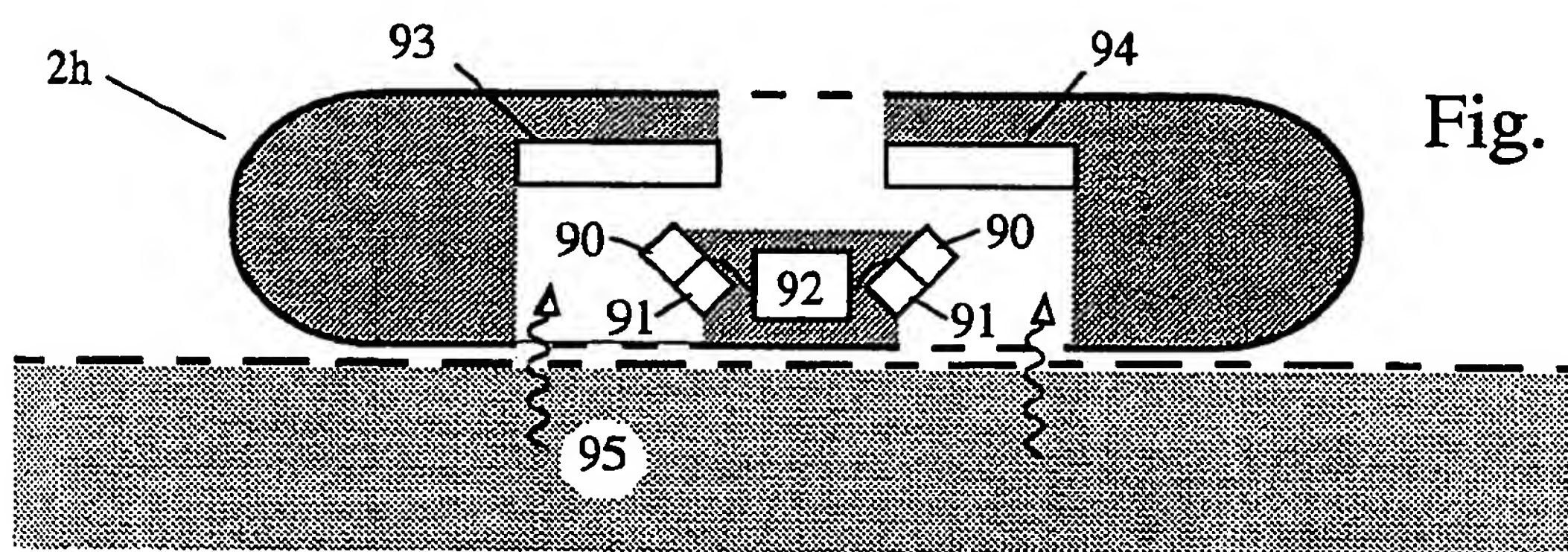
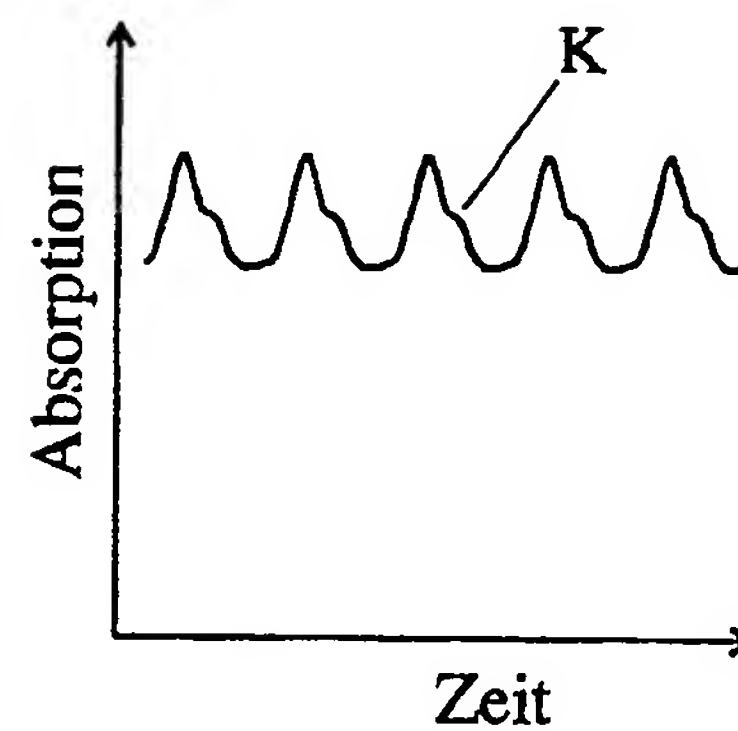


Fig. 5

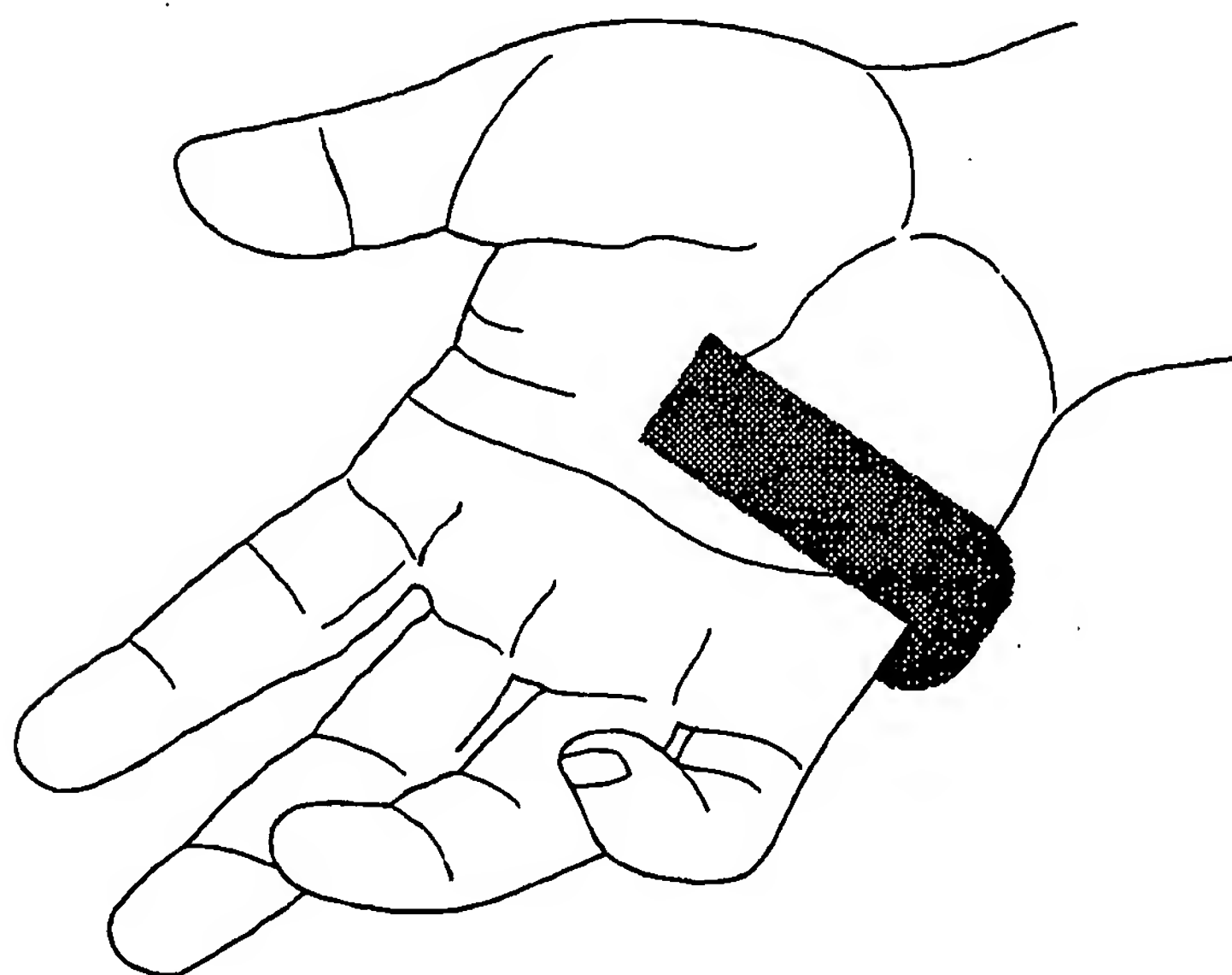


Fig. 6

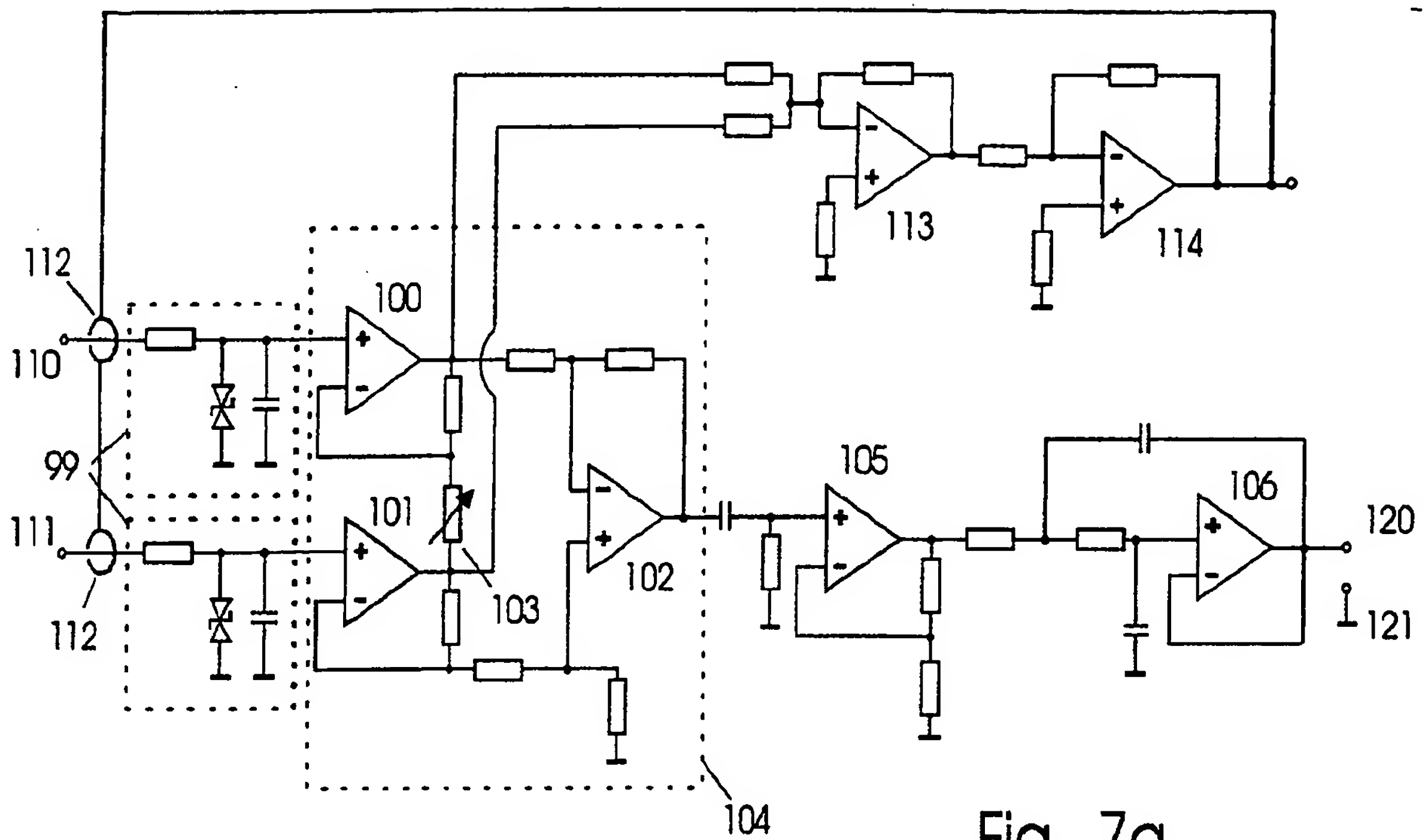


Fig. 7a

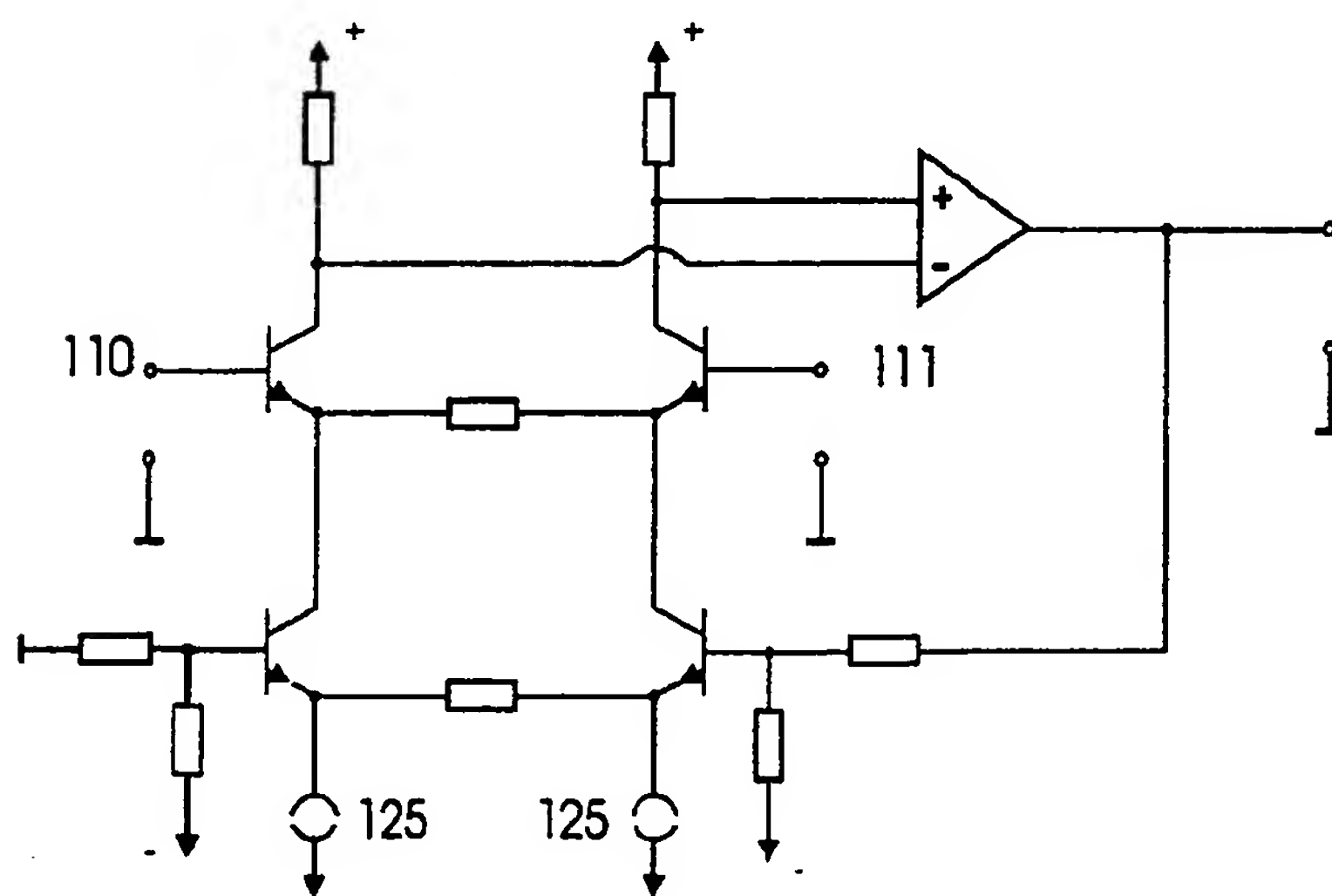


Fig. 7b